

**Estimación de la dosis efectiva en
pacientes sometidos a estudios de
tomografía computarizada en el
servicio de imágenes diagnósticas
de la Fundación Valle del Lili**

Emmanuel Ramírez Castañeda

Estimación de la dosis efectiva en pacientes sometidos a estudios de tomografía computarizada en el servicio de imágenes diagnósticas de la Fundación Valle del Lili

Trabajo de grado del Departamento de Física - Facultad de Ciencias Naturales y Exactas de la Universidad del Valle



Presentado por:
Emmanuel Ramírez Castañeda

Directora:
Oriana Benavides, M.Sc.

Co-Director:
Wilson Lopera, Ph.D.

Santiago de Cali 2018

Primer Evaluador: Prof. Dr. German Antonio Pérez Alcazar
Segundo Evaluador: Prof. Dra. Ligia Edith Zamora Alfonso
Fecha de la Sustentación: Febrero 9 de 2018



UNIVERSIDAD DEL VALLE
FACULTAD DE CIENCIAS
ACTA DE EVALUACION DE TRABAJO DE GRADO
PROGRAMA ACADEMICO DE FISICA

JURADO CONFORMADO POR:

DR. WILSON LOPERA
MSc. ORIANA BENAVIDES
DRA. LIGIA ZAMORA
DR. GERMÁN PÉREZ

El día 9 de Febrero del 2018 a las 4:00 p.m se llevó a cabo la ENTREGA DE LA EVALUACION () SUSTENTACION (X) del INFORME FINAL DEL TRABAJO DE GRADO titulado "**ESTIMACIÓN DE LA DOSIS EFECTIVA EN PACIENTES SOMETIDOS A ESTUDIOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA EN LA FUNDACIÓN VALLE DEL LILI**". Presentado por el estudiante EMMANUEL RAMÍREZ CASTAÑEDA, código 1224887, bajo la dirección del Profesor WILSON LOPERA.

RESULTADO DE LA EVALUACION:

(X) APROBADO .
() REPROBADO.

Se recomienda modificaciones: SI () NO (X).

OBSERVACIONES:

Se recomienda nota meritaria en vista de que el trabajo cumple con los normas exigidas. Es un trabajo pionero en el país y sur-américa

WILSON LOPERA
DIRECTOR

ORIANA BENAVIDES
CODIRECTORA

GERMÁN PÉREZ
JURADO

LIGIA ZAMORA
JURADO

DIEGO PEÑA LARA
DIRECTOR PROGRAMA ACADÉMICO

a mis padres

Resumen

Como en muchos aspectos en la medicina moderna, existen riesgos y beneficios asociados al uso de las radiaciones ionizantes. La técnica de tomografía computarizada (CT) en particular, es una de las más usadas en el ámbito clínico y ha probado ser de las más efectivas pues provee a los radiólogos una herramienta rápida para identificar estructuras internas del cuerpo humano. Sin embargo, se estima que muchos de estos procedimientos han conducido al desarrollo de *cáncer inducido por radiación* en diversos pacientes alrededor del mundo. Existe por tanto un creciente interés en la cuantificación y monitoreo de la cantidad de radiación impartida a pacientes por esta modalidad de imagen diagnóstica.

En el presente trabajo se realiza un análisis retrospectivo que estudia los distintos exámenes CT llevados a cabo durante el año 2016 en tres tomógrafos diferentes del servicio de imágenes diagnósticas de la Fundación Valle del Lili. Simultáneamente se estudia y analiza un método que ha probado ser eficiente y confiable en la determinación de la dosis efectiva de radiación asociada a los estudios CT. Este método, basado en las métricas estándar de índice de dosis en CT, utiliza factores de conversión que dependen únicamente de la región corporal analizada para proveer un estimado de dosis efectiva. En este estudio se analizan las causas de las variaciones en los índices de dosis y se comparan con los valores diagnósticos de referencia internacionales.

Por último, se realiza un análisis detallado a las técnicas y métodos fundamentales en el proceso de aseguramiento de la calidad en sistemas tomográficos, las cuales son de gran importancia pues permiten monitorear la calidad de los equipos CT no solo en producción de imágenes diagnósticas, sino que también permiten garantizar la seguridad radiológica de los pacientes que reciben este tipo de exámenes.

Abstract

As in many aspects of modern medicine, there are risks and benefits associated with the use of ionizing radiations. The computed tomography (CT) technique in particular is one of the most used in the clinical environment and has proven to be the most effective, as it provides the radiologists with a quick tool to identify structures within the human body. However, it is estimated that many of these procedures have led to the development of *radiation-induced cancer* in many patients around the world. There is therefore a growing concern in the quantification of the amount of radiation given to patients by this diagnostic imaging modality.

In the present work a retrospective analysis is performed that studies the CT examinations carried out in 2016 in three different tomographs of the diagnostic imaging department of Fundación Valle del Lili. Simultaneously we study and analyze a method that has proven to be efficient and reliable in determining the effective dose of radiation associated with CT studies. This method, based on CT standard dose index metrics, uses conversion factors that only depend on the body region analyzed to provide an estimated effective dose. This analysis examines the causes of variations in dose rates and compares them with the international reference diagnostic values.

Finally, a detailed analysis is made of fundamentals techniques and methods in a quality assurance program in tomographic systems, which are of great importance because they allow the monitoring quality of every CT equipment not only in the production of diagnostic images, but also because it makes possible to guarantee patient safety during this type of examination.

Contenido

1. Introducción	1
2. Fundamentos de la Física de Rayos X	5
2.1. Producción de Rayos X	5
2.1.1. Cátodo de rayos X	7
2.1.2. Ánodo de rayos X	8
2.1.3. Interacción de los electrones con la materia	8
2.2. Interacción de los Fotones con la Materia	9
2.2.1. Ley de Lambert-Beer	9
2.2.2. Efecto Compton	11
2.2.3. Efecto fotoeléctrico	12
2.2.4. Dispersión de Rayleigh	13
2.2.5. Producción de pares	15
2.3. Detección de Rayos X	15
2.3.1. Detectores de gas	15
2.3.2. Cámaras de ionización	16
2.3.3. Tubo <i>Geiger-Müller</i>	17
3. Introducción a la Tomografía Computarizada	19
3.1. Tomosíntesis	19
3.2. Generaciones de Tomógrafos	20
3.2.1. Tomógrafos de primera generación	21
3.2.2. Tomógrafos de segunda generación	21
3.2.3. Tomógrafos de tercera generación	21
3.2.4. Tomógrafos de cuarta generación	22
3.3. Tomógrafos Híbridos PET-CT	22
3.4. Planificación del Estudio	23
3.5. Representación de los Datos	24
3.5.1. Unidades Hounsfield	24
3.5.2. Ancho y nivel de ventana	24
3.6. Algoritmos de Reconstrucción	26
3.7. Protocolos de Tomografía Computarizada	28

3.7.1.	Procedimientos rutinarios	28
3.7.2.	Protocolos de cráneo	29
3.7.3.	Protocolos de cuello	29
3.7.4.	Protocolos de abdomen y pelvis	30
3.7.5.	Protocolos para extremidades	31
4.	Dosimetría y Calidad de Imagen en Tomografía Computarizada	33
4.1.	Unidades de Dosis de Radiación	33
4.1.1.	Exposición y kerma en aire	33
4.1.2.	Dosis absorbida, dosis equivalente y dosis efectiva	34
4.2.	Dosis Específicas en CT	35
4.2.1.	Índice de dosis en CT	35
4.2.2.	Producto dosis longitud	37
4.2.3.	Estimación de dosis efectiva en CT	38
4.3.	Problemas con el Índice de Dosis	38
4.3.1.	Tamaño del paciente	38
4.3.2.	Ancho del haz y fantomas	39
4.3.3.	Longitud del escaner	39
4.4.	Parámetros que Afectan la Dosis	39
4.4.1.	Voltaje del tubo	40
4.4.2.	Corriente de tubo y producto corriente tiempo	40
4.4.3.	Filtros de rayos X	41
4.5.	Mecanismos de Reducción de Dosis	41
4.5.1.	Modulación automática de corriente	41
4.5.2.	Blindaje del paciente	41
4.5.3.	Adecuación del examen	42
4.6.	Calidad de Imágen en CT	42
4.6.1.	Fantomas de calidad de imagen CT	42
4.6.2.	Ruido de imagen	42
4.6.3.	Fidelidad del número CT	43
5.	Metodología	45
5.1.	Estimación de Dosis Efectiva	45
5.2.	Control de Calidad en Tomografía Computarizada	46
5.2.1.	Fantomas de dosimetría CT	46
5.2.2.	Cámara de ionización	47
5.2.3.	Unidad base	47
5.2.4.	Registro de dosis en CT	47
5.2.5.	Evaluación de calidad de imagen en CT	49

CONTENIDO	XIII
6. Resultados	51
6.1. Análisis Retrospectivo de Dosis en Protocolos CT	51
6.1.1. Algunos aspectos importantes sobre el $CTDI_{vol}$	59
6.2. Índice de Dosis en Tomografía Computarizada	60
6.3. Comportamiento de tasa de dosis en adquisiciones axiales	61
6.4. Pruebas de calidad de imagen	63
6.4.1. Exactitud del número CT	63
6.4.2. Ruido de imagen	64
6.5. Parámetros que Afectan la Imagen y Dosis en CT	64
7. Conclusiones	67
7.1. Perspectivas	68
A. Valores de índice de dosis en el análisis retrospectivo	70

Índice de Figuras

2.1. Producción de rayos X	6
2.2. Espectro de rayos X	6
2.3. Tubo de rayos X	7
2.4. Atenuación de rayos X	10
2.5. Cinemática del efecto Compton y Raileigh	12
2.6. Interacciones Predominantes	14
3.1. Generaciones de Tomógrafos	20
3.2. Proyección posterior	26
3.3. Proyección posterior filtrada	27
4.1. Perfil de dosis absorbida en CT	36
4.2. Fantoma de calidad de imagen	43
5.1. Equipos de control de calidad RaySafe™	46
5.2. Procedimiento de registro de dosis	48
5.3. Fantoma PMMA en calidad de imagen	49
6.1. Estadísticas de exámenes CT	52
6.2. Valores de Índice de Dosis $CTDI_{vol}$	55
6.3. Valores de Producto Dosis Longitud DLP	56
6.4. Valores de Dosis Efectiva	57
6.5. Curvas de Tasa de Dosis	62
6.6. Prueba de ruido en imagen CT	64
6.7. Tasa de dosis en fantoma PMMA	65

Índice de Tablas

6.1. Parámetros clínicos usados por los tomógrafos estudiados en las principales regiones del cuerpo analizadas.	53
6.2. Valores promedio de dosis registrados en aire y en el fantoma CT así como valores de índice de dosis CTDI calculados y reportados en las consolas de los tomógrafos.	61
A.1. Valores $CTDI_{vol}$, DLP y dosis efectiva (DE) calculados a partir los coeficientes k para los exámenes seleccionados en los tomógrafos analizados.	71

CAPÍTULO 1

Introducción

La tomografía computarizada o CT (del inglés *Computed Tomography*) se ha convertido en un método de imagenología indispensable en la rutina clínica. Fue el primer método no invasivo que permitió la adquisición de imágenes de las estructuras internas del cuerpo humano que a su vez, no estaba limitada a la superposición de estructuras anatómicas diferentes (i.e., imágenes por rayos X). Esto se debe a que las proyecciones de toda la información se realizan en un único plano de imagen. De esta manera, las imágenes obtenidas en CT son de muy alto contraste comparadas con las que se producen en radiografía convencional. Sin embargo, esta técnica no fue la primera en usar radiaciones ionizantes para producir imágenes del cuerpo humano. En los años 20's se realizaron numerosas pruebas con las imágenes bi-dimensionales producidas por los recién descubiertos rayos X. Posteriormente, en la década de los 70's con la introducción de la técnica CT, radiólogos de todo el mundo fueron capaces de develar detalles más profundos del cuerpo humano jamás vistos. Hace solo una década, los exámenes CT constituían cerca del 2 – 3 % de todos los exámenes radiológicos y cerca del 20 – 30 % de la carga total por uso médico de radiación ionizante[1]. En la actualidad, los exámenes CT representan cerca del 44 % de la dosis efectiva *colectiva global* proveniente de exposiciones médicas[2].

A pesar de las enormes ventajas de las imágenes CT, manipular este tipo de tecnologías que usan radiación ionizante tiene desventajas inherentes. La historia sobre la conciencia de los efectos de la radiación ionizante comenzó hace más de 100 años con el descubrimiento de los rayos X y la radiactividad[3]. La primera evidencia de que la radiación ionizante podía hacer daño se produjo solo meses después del descubrimiento de los rayos X, luego de que uno de los primeros trabajadores con rayos X desarrollara heridas en la piel producto de la sobre exposición a la radiación. Muchos de los primeros radiólogos utilizaron la piel de sus brazos para probar la *fuerza* de la radiación de sus artefactos de radioterapia, pues buscaban la dosis que producía una reacción color rosa (eritema) similar a una quemadura solar. Esta dosis, llamada “*dosis eritema*,” era considerada como una estimación de la fracción *adecuada* que un trabajador podría recibir diariamente.

Muchos de estos radiólogos desarrollarían leucemia producto de sobre exposiciones diarias. Los esfuerzos más serios por entender y controlar las exposiciones a la radiación comenzaron en 1950 y se ampliaron durante y después de la segunda guerra mundial[4]. La información más relevante sobre los efectos de la radiación vendría de estudios extensos en individuos y grupos expuestos, experimentos con animales y de estudios a nivel celular y molecular. Muchos de los efectos nocivos de la radiación se comprendían bien para finales de 1970, época en la que se introdujeron los primeros sistemas tomográficos. Sin embargo, muchos de los efectos de las radiaciones ionizantes a la salud de los pacientes producto de numerosos procedimientos aún no se comprendían.

En la actualidad se sabe que un examen típico de tórax imparte la misma cantidad de radiación que 400 radiografías (tomografía de torax $\approx 8\text{mSv}$; radiografía de tórax $\approx 0,02\text{mSv}$)[5]. Exámenes CT de la espina torácica, abdomen, hígado, páncreas, riñón, espina lumbar y pelvis se asocian comúnmente con dosis $> 5\text{mSv}$ (equivalente a cerca de 250 radiografías de tórax) y en algunos casos alcanzan los 30mSv (equivalente a cerca de 1500 radiografías de tórax). Mayor aún, las dosis de radiación en muchos exámenes de tórax varía entre 18 y 33mSv [6].

Con la introducción de nuevas tecnologías de tomografía computarizada de multidetectores (MDCT —*multidetector computed tomography*) a finales de los 90, la frecuencia de exámenes CT se ha incrementado substancialmente tanto en pacientes pediátricos como en adultos[7]. Por otro lado, un reporte reciente del *Royal College of Radiologists* en Reino Unido afirma que “*actualmente la tomografía computarizada contribuye cerca de la mitad de la dosis colectiva de todos los exámenes por rayos X*”[6]. Aunque estaba previsto que la resonancia magnética redujera dichos niveles, esto no ha sucedido. Por el contrario, el uso de la tomografía computarizada en clínicas ha aumentado. A menudo se utiliza como complemento para procedimientos de radioterapia o quimioterapia. Procedimientos intervencionistas utilizan tomografía computarizada para fluoroscopia y angiografía. Adicionalmente, los equipos de tomografía computarizada se encuentran generalmente disponibles en quirófanos y áreas postoperatorias. Todo esto contribuye al incremento en el uso de la técnica de tomografía computarizada y consecuentemente, al aumento de la dosis de radiación en pacientes.

La creciente preocupación por el aumento en la frecuencia de exámenes CT es evidente [8, 9, 10] y los esfuerzos se han concentrado en la formulación e implementación de metodologías que permitan monitorear y disminuir posibles efectos nocivos a la salud de los pacientes producto de este tipo de procedimientos.

En Colombia, las regulaciones en pro del monitoreo y control de equipos emisores de radiación ionizante dieron un primer paso con la resolución No. 181434 de 2002[11], la cual adopta el reglamento de protección y seguridad radiológica

con el objetivo establecer los requisitos y condiciones mínimas que deben cumplir todas aquellas personas que ejecutan prácticas que causan exposición a la radiación ionizante. Recientemente, el Ministerio de Salud y Protección Social dio un segundo paso aún más importante, en la resolución número 00002003 de 2014[12] al estipular que la historia clínica de todos los pacientes en procesos de radiología e imágenes diagnosticas de mediana y alta complejidad deberá contar con: a) Número de exposiciones y b) dosis de radiación. Debe notarse que la métrica que relaciona la cantidad de radiación con el posible incremento de riesgos estocásticos es la *dosis efectiva*. Para adquisiciones en CT, existen dos métodos para la estimación de dosis efectiva. El primero es la estimación de dosis a órganos individuales utilizando simulaciones computacionales basadas en métodos Monte Carlo de los cuales existen programas de fácil uso para varias condiciones de adquisición. [13, 14, 15] Sin embargo, para estimaciones de dosis efectiva en CT se ha encontrado una relación lineal[16, 17] que permite determinar fácilmente la dosis conociendo las métricas de dosimetría en tomografía computarizada, lo que la hace un método conveniente y efectivo en clínicas y hospitales.

Estructura de la Tesis

En el **capítulo 2** se desarrolla el formalismo matemático necesario para entender los procesos de producción de rayos X así como los diferentes procesos de interacción de las partículas y la radiación con la materia. Se da también una breve introducción al funcionamiento de los diferentes detectores de radiación ionizante. En el **capítulo 3** se da una introducción a la técnica de tomografía computarizada así como a los conceptos fundamentales asociados a las técnicas de reconstrucción de imágenes, representación de los datos y planificación de un estudio CT. En el **capítulo 4** se describen las métricas asociadas a las dosis de radiación así como aquellas relacionadas específicamente con la técnica CT. Se analizan también algunos inconvenientes que presentan estos índices de dosis así como las técnicas fundamentales de reducción de dosis a pacientes. El **capítulo 5** describe la metodología implementada en el análisis retrospectivo realizado con la información registrada en el servicio de imágenes diagnósticas de la fundación y ofrece una introducción a las técnicas fundamentales de registro de dosis y control de calidad de imagen los cuales hacen parte del programa de aseguramiento de la calidad en tomografía computarizada. En el **capítulo 6** se presentan los resultados del análisis retrospectivo y del uso de los equipos de registro de dosis y calidad CT. Concluimos este trabajo en el **capítulo 7** con una discusión de los resultados obtenidos así como un breve *summary* de las perspectivas en terminos de control de calidad y monitoreo de dosis en pacientes por CT.

CAPÍTULO 2

Fundamentos de la Física de Rayos X

Mucho de lo que se sabe acerca de los átomos y la radiación fue concebido en su mayor parte gracias a los experimentos de física atómica llevados a cabo a finales del siglo XIX[18]. Los rayos X por su parte, fueron descubiertos por Wilhelm Conrad Röntgen en 1895 y desde entonces, se han establecido como una prueba invaluable de la estructura de la materia[19]. Este tipo de radiación, denominada *radiación ionizante*, transporta la energía suficiente para ionizar átomos y alterar enlaces moleculares. La absorción de grandes dosis de radiación ionizante en un periodo corto de tiempo puede causar enfermedades graves o *síndrome de irradiación aguda*, mientras que dosis menores pueden incrementar el riesgo de cáncer inducido por radiación[20].

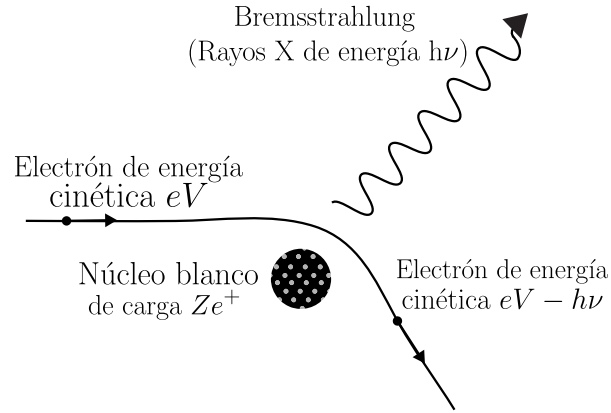
2.1 Producción de Rayos X

Después de su descubrimiento, Röntgen fue capaz de describir la mayoría de las características de los rayos X a través de varios experimentos; sin embargo, no fue posible explicar cómo éstos se generaban, hasta que los conceptos de átomo, partícula y *cuanto*¹ fueron comprendidos. Hoy sabemos que la producción de rayos X (ver figura 2.1) ocurre cuando un electrón con energía cinética eV entra en el campo de fuerza de un núcleo positivamente cargado de un átomo objeto o “*blanco*”. Este campo de fuerza, que es más fuerte para materiales con número atómico Z alto, desvía y acelera el electrón, el cual causa la emisión de radiación electromagnética mientras se curva cerca al núcleo. Este hecho es consistente con la teoría clásica electromagnética, pues éste no es un electrón ligado.

En el proceso de emisión de radiación, existe pérdida de energía y el electrón debe desacelerarse de tal forma que cuando escapa del campo de fuerza del núcleo, tiene menos energía. En general, el electrón experimenta una desaceleración neta

1. Del latín *quantum* (pl. *quanta*), que significa cantidad.

Figura 2.1: Producción de rayos X con emisión de *Bremsstrahlung*.



y su energía después de ser desacelerado es $eV - h\nu$, donde $h\nu$ reaparece como radiación electromagnética. Röntgen llamó a este tipo de fotones: *rayos X*, para caracterizar su estado “desconocido”. El proceso de producción de radiación por una desaceleración neta de los electrones es llamado *Bremsstrahlung* (alemán para *radiación de frenado*).

La producción de rayos X es un proceso probabilístico, pues los electrones pueden tomar cualquier trayectoria una vez pasan por el núcleo, incluyendo aquella que hace que pierda toda su energía y/o se absorba en el blanco. Los fotones *Bremsstrahlung* son emitidos en todas las direcciones y en todos los rangos de energía hasta la energía de aceleración eV . Como se muestra en la figura 2.2, para el tungsteno (W) y molibdeno (Mo), el espectro de rayos X presenta una distribución de energía continua hasta la energía máxima E_{\max} del electrón entrante.

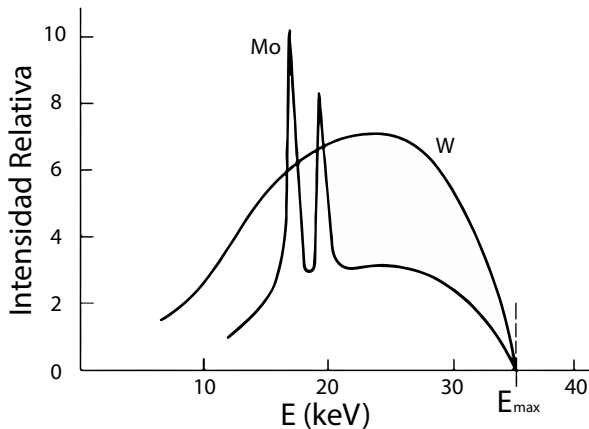


Figura 2.2: Espectro de rayos X con intensidad $I(\nu)$ versus energía del electrón para tungsteno (W) y molibdeno (Mo) operados a $35kV$.

El valor de E_{\max} no depende del material del blanco, pero es directamente proporcional al voltaje máximo. Cerca del 98 % de la energía cinética de los electrones

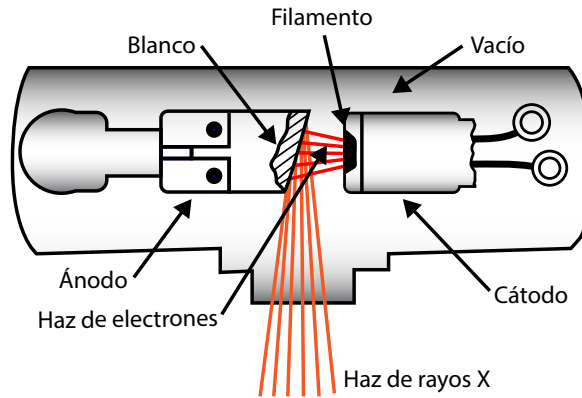


Figura 2.3: Esquema del tubo de rayos X. Los electrones escapan del filamento que se calienta a aproximadamente 2400K. Los electrones son acelerados en el campo eléctrico entre el cátodo y el ánodo. La radiación de rayos X emerge de la desaceleración de los electrones seguida a su entrada al material de ánodo.

acelerados se transforma en calor pues muchos de los electrones afectados gastan su energía en ionizar átomos del blanco.

2.1.1 Cátodo de rayos X En diagnósticos médicos, los voltajes de aceleración para la producción de rayos X se escogen entre $25kV$ y $150kV$, para radioterapia, estos se encuentran entre $100kV$ y $300kV$ y para pruebas en materiales, estos pueden alcanzar los $500kV$. La figura 2.3 muestra un esquema con las componentes principales de un tubo de rayos X. Los electrones son emitidos desde el filamento, el cual es calentado a aproximadamente 2400K para así superar la energía de enlace E_v entre los electrones y el metal del filamento.

La energía de enlace E_v se debe principalmente a dos efectos. El primero es la formación de una capa dipolar en la superficie del cátodo[21]. Cuando un electrón libre se mueve hacia la superficie del metal, fuerzas electrostáticas evitan que el electrón escape. Sin embargo, antes de revertir su dirección, el electrón supera la capa externa de iones metálicos y como resultado, se obtiene un electrón *faltante* dentro del metal que es necesario para la neutralización de carga. El exceso de carga positiva en el lado interno de la capa, junto con el electrón negativo fuera del metal, forman una capa dipolar. El campo eléctrico dentro de la capa dipolar desacelera los electrones que intentan escapar el metal. Este efecto resulta en la parte W_{dip} de la función de trabajo.

La otra parte se origina por la llamada *fuerza de imagen especular*.² Debido a la influencia electrostática, un electrón sobre la superficie metálica causa un desplazamiento de carga dentro del metal. El campo eléctrico resultante entre el electrón y la superficie se asemeja a un campo entre una carga $-e$, sobre la

2. Esta fuerza surge de aplicar el *método de imágenes* al problema, lo que implica la conversión de un campo eléctrico en otro equivalente más fácil de calcular.

carga *virtual* $+e$ debajo de la frontera del metal a la misma distancia x de ésta. Para traer un electrón desde una distancia d sobre la superficie al infinito se debe aplicar un trabajo

$$W_{\text{esp}} = \frac{e^2}{4\pi\epsilon_0} \int_d^\infty \frac{dx}{(2x)^2} = \frac{e^2}{16\pi\epsilon_0 d}. \quad (2.1)$$

Debido a que la interface metal-vacío no es una superficie “*espejo*” ideal, es sensato realizar la integración desde una distancia de aproximadamente *un* átomo de diámetro ($d \approx 10^{-10}\text{m}$) con lo que $W_{\text{esp}} \approx 3,6\text{eV}$.

Debido a su energía térmica, los electrones son expulsados del filamento en un proceso llamado *emisión termiónica*. La temperatura del metal debe ser suficientemente alta para incrementar la energía cinética, T , de los electrones de forma que $T > E_v = W_{\text{dip}} + W_{\text{esp}}$ [22].

2.1.2 Ánodo de rayos X El ánodo de muchos de los tubos de rayos X se compone de tungsteno, principalmente por su alto número atómico ($Z_W = 74$) y su punto de fundición extremadamente alto necesario para una lograr la mayor eficiencia posible en la producción de rayos X y tolerancia a altos potenciales de deposición[23]. Los dos diseños principales de ánodos incluyen geometrías simples o rotatorias más elaboradas. El más frecuente es el ánodo giratorio, compuesto por un disco de tungsteno unido a un rotor montado en el cojinete dentro de la inserción del tubo de rayos X y los devanados del estator fuera del inserto. El rotor y el estator comprenden el motor de inducción que hace girar el disco anódico a la frecuencia angular de 3000 ó 10000 revoluciones/min.

Cuando el tubo de rayos X es energizado, un *retraso* de alrededor de 1-2 segundos permite que el ánodo alcance su velocidad de operación antes de que se aplique el voltaje. Rotar el ánodo permite un área de superficie grande sobre la cual se esparce el calor, lo que provee la habilidad de *tolerar* gran deposición de calor y mayor producción de rayos X por unidad de tiempo comparada con los tubos de ánodo fijo.

2.1.3 Interacción de los electrones con la materia Con la entrada de los electrones acelerados al ánodo, varios procesos tienen lugar cerca de la superficie. Generalmente los electrones son desviados y desacelerados por el campo de Coulomb de los átomos en el material del ánodo. La desaceleración resulta de la interacción entre los orbitales electrónicos con el núcleo y de la electrodinámica clásica, se sabe que la aceleración y desaceleración de partículas cargadas crea dipolos eléctricos e irradiación de ondas electromagnéticas[24]. Usualmente, varios fotones emergen a través del proceso de desaceleración de un único electrón.

Sin embargo, puede pasar que la energía completa, eU_a , de un electrón es transformada en un único fotón. Este límite define la energía máxima de radiación de rayos X y puede ser determinada por

$$eU_a = h\nu_{\max} = E_{\max}. \quad (2.2)$$

El límite E_{\max} corresponde a la longitud de onda mínima

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eU_a} = \frac{1,24\text{nm}}{U_a/\text{kV}}, \quad (2.3)$$

donde h es la constante de Planck y c es la velocidad de la luz. Mientras el *voltaje de desaceleración* determina el intervalo de energía del espectro de rayos X, la *intensidad* del espectro generado o el *cuanto* de rayos X, es controlado únicamente por la corriente del ánodo[25].

2.2 Interacción de los Fotones con la Materia

La capacidad de penetración de los rayos X depende altamente de la estructura del material. Sin embargo, el número de fotones (o *intensidad de radiación*) decrece exponencialmente a su paso por un objeto en la dirección de incidencia y se debe principalmente a los procesos de absorción y dispersión. La razón de la reducción exponencial en el número de fotones se debe a que cada fotón es removido individualmente del haz incidente por algún tipo de interacción[26].

2.2.1 Ley de Lambert-Beer Como se observa en la figura 2.4, todos los mecanismos que conllevan a la atenuación de la intensidad de radiación (reducción de fotones) medidos detrás de un objeto homogéneo son usualmente incluidos en *un* solo coeficiente de atenuación, μ . Dentro de este modelo, la atenuación total de un haz de rayos X monocromático se expresa como

$$I(\eta) = I_0 e^{-\mu\eta}, \quad (2.4)$$

y se conoce como ley de atenuación de *Lambert-Beer*[27]. El coeficiente de atenuación lineal, μ [m^{-1}], en (2.4) es una combinación lineal del coeficiente de dispersión μ_s y el coeficiente de absorción α

$$\mu = \mu_s + \alpha. \quad (2.5)$$

En las siguientes secciones se explicará brevemente los principales procesos físicos que son modelados por la ecuación (2.4). Generalmente, la interacción de los fotones con la materia puede resultar en un cambio de dirección, energía o número de

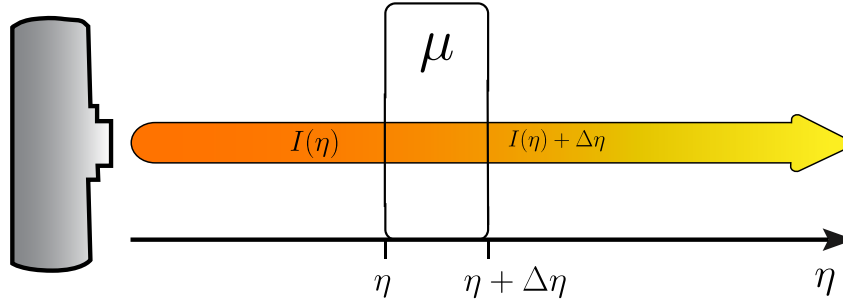


Figura 2.4: Modelo matemático de atenuación de rayos X monocromáticos. Los fotones viajan a través de un objeto de espesor $\Delta\eta$ con coeficiente de atenuación constante μ . Partes iguales del mismo medio absorbedor atenúan fracciones iguales de radiación.

fotones y se clasifican en 5 tipos: *efecto Compton*, *efecto fotoeléctrico*, *dispersión de Rayleigh*, *producción de pares* y *efecto fotonuclear* los cuales son considerados en la física del radiodiagnóstico.

Para la producción de pares electrón/positrón, es necesaria una energía de fotón de al menos 1.02 MeV y las interacciones fotonucleares son significativas solo para energías de fotón de algunos millones de eV. De esta forma, solo los tres primeros procesos son relevantes en el diagnóstico radiológico[28]. No obstante consideramos que la producción de pares es un proceso fundamental en procedimientos PET (del inglés *positron emission tomography*) y hablaremos de este en § 2.2.5. El efecto Compton y el fotoeléctrico son los más importantes, pues resultan en la transferencia de energía a los electrones, la cual la imparte al material en muchas interacciones (principalmente pequeñas) de la fuerza de Coulomb a lo largo de sus trayectorias. Asimismo, el efecto Compton resulta en la emisión de radiación dispersada, la cual da lugar a muchos problemas en imágenes médicas con rayos X. La dispersión de Rayleigh es elástica; pues en esta, el fotón es desviado apenas un pequeño ángulo sin pérdida de energía. Consecuentemente, para rayos X diagnósticos, el rango de energía es

$$\mu = \mu_{\text{pe}} + \mu_{\text{incoh}} + \mu_{\text{coh}}, \quad (2.6)$$

donde μ_{pe} es el coeficiente de atenuación fotoeléctrico, μ_{incoh} , es el coeficiente de atenuación Compton (o incoherente) y μ_{coh} es el coeficiente de atenuación de Rayleigh (o coherente). La relación correspondiente se cumple para la sección transversal atómica total σ_{tot} [29]:

$$\sigma_{\text{tot}} = \sigma_{\text{pe}} + \sigma_{\text{incoh}} + \sigma_{\text{coh}}. \quad (2.7)$$

La descripción de estos procesos de interacción y su contribución al σ_{tot} y μ se puede subdividir en dos aspectos principales: cinemática y sección transversal. La primera relaciona la *energía* y los *ángulos* de desviación de las partículas involucradas en una interacción; mientras que la segunda predice la *probabilidad* de que uno de estos eventos de interacción ocurra. El coeficiente de atenuación lineal μ , incluye contribuciones de diferentes procesos de interacción fotónica y son calculadas en términos de la sección transversal atómica[30] mediante la relación:

$$\frac{\mu}{\rho} = \sigma_{\text{tot}} \frac{N_A}{A}, \quad (2.8)$$

donde ρ es la densidad del material, $N_A = 6,0221367 \times 10^{23}$ átomos por mol es el número de Avogadro, A es el peso atómico relativo (en gramos por mol) y σ_{tot} es la sección transversal atómica total la cual es útil para las siguientes consideraciones.

2.2.2 Efecto Compton Este tipo de interacción, llamada también dispersión inelástica, puede pensarse como el proceso de interacción más sencillo en el marco de la mecánica clásica, en el cual un fotón de energía $h\nu$ y momento $h\nu/c$ (donde c es la velocidad de la luz en el vacío) realiza una colisión tipo “bola de billar” con un electrón atómico libre conservando energía y momento[31]. La figura 2.5a muestra el esquema de interacción de Compton. Asumimos inicialmente que el electrón no tiene energía cinética o momento y que después de la colisión, parte del reposo con un ángulo Θ y energía cinética T . El fotón se dispersa en un ángulo Φ con una energía $h\nu'$ menor. El tratamiento relativístico de la cinética de la colisión se basa en la conservación de energía y momento. El siguiente sistema de ecuaciones[32] provee una descripción completa de la cinemática del efecto Compton:

$$T = h\nu - h\nu', \quad (2.9)$$

$$h\nu' = \frac{h\nu}{\left[1 + \left(\frac{h\nu}{m_0c^2}\right)(1 - \cos \Phi)\right]}, \quad (2.10)$$

$$\cot \Theta = \left(1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}\right) \tan \frac{\Phi}{2}, \quad (2.11)$$

donde $m_0c^2 = 511\text{keV}$ es la energía en reposo del electrón. De la ecuación (2.10) se observa que cuando la energía del fotón es pequeña ($h\nu \ll m_0c^2$), el electrón prácticamente no recibe energía cinética en la colisión. Esto significa que la dispersión de Compton en este caso es *casi* elástica. De la ecuación (2.10) se puede

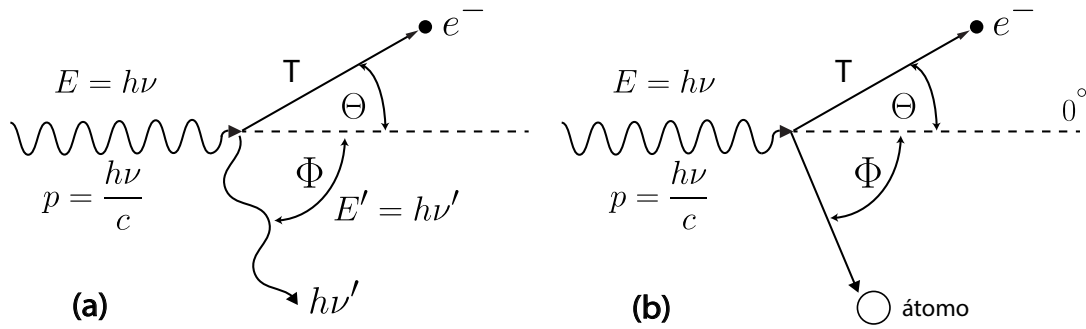


Figura 2.5: Esquema de las interacciones: **(a)** Efecto Compton, ángulo de dispersión del fotón Φ ; ángulo de dispersión del electrón Θ . **(b)** Efecto fotoeléctrico, Angulo de emisión del fotoelectrón Θ .

ver además que la máxima transferencia de energía T_{\max} al electrón ocurre para ángulos $\Phi = 180^\circ$ ($\cos 180^\circ = -1$). Finalmente, de la ecuación (2.11) se observa que los electrones son siempre dispersados hacia adelante ($\Theta < 90^\circ$). Para calcular la sección transversal en el efecto Compton, se aplica la teoría relativista de Dirac[33] expresada como

$$\frac{d\sigma_e}{d\sigma_\phi} = \frac{r_0^2}{2} \left(\frac{h\nu'}{h\nu} \right)^2 \left(\frac{h\nu'}{h\nu} + \frac{h\nu}{h\nu'} - \sin^2 \Phi \right), \quad (2.12)$$

donde $r_0 = e^2/m_0c^2 = 2,818 \times 10^{-13}\text{cm}$ es llamado el “radio electrónico clásico”. Dado que la energía del enlace electrónica se ha asumido como cero, la sección transversal $\sigma_{\text{incoh,K-N}}$ (Klein & Nishina[34]) por átomo, esta dada por

$$\sigma_{\text{incoh,K-N}} = \sigma_e Z. \quad (2.13)$$

De la ecuación (2.8) se sigue que el coeficiente de atenuación de Compton está dado por

$$\mu_{\text{incoh}} = \rho N_A \sigma_e \frac{Z}{A}, \quad (2.14)$$

de modo que el coeficiente de atenuación de Compton es aproximadamente dependiente de Z .

2.2.3 Efecto fotoeléctrico El efecto fotoeléctrico es el proceso dominante en el límite inferior de energías de radiodiagnóstico. En este rango predomina sobre el efecto Compton, particularmente con respecto a la energía transferida a los electrones secundarios[35]. La cinemática de colisión del efecto fotoeléctrico se

muestra esquemáticamente en la figura 2.5b. Un fotón de energía $h\nu$ y momento $h\nu/c$ interactúa con una capa electrónica de enlace atómico por medio de la energía de enlace E_v . Este tipo interacción no puede ocurrir a menos que $h\nu > E_v$ para este electrón. Entre más grande es $h\nu$, más probable es la ocurrencia del efecto fotoeléctrico siempre y cuando $h\nu > E_v$. El fotón es totalmente absorbido en la colisión y la energía cinética T , dada al electrón es independiente del ángulo de emisión Θ y está dada por

$$T = h\nu - E_v, \quad (2.15)$$

pues la energía cinética T_A dada al átomo en retroceso es *prácticamente* cero. La deducción teórica de la expresión para la sección transversal de interacción en el efecto fotoeléctrico es más compleja. Algunas tablas de coeficientes de interacción publicadas por el Instituto Nacional de Estándares y Tecnología[36] de los Estados Unidos se basan en resultados experimentales. La sección transversal de interacción por átomo para el efecto fotoeléctrico, integrada sobre todos los ángulos de emisión se puede escribir como

$$\sigma_{pe} \approx k \frac{Z^n}{(h\nu)^m}, \quad (2.16)$$

donde k es una constante, $n \approx 4$ para $h\nu = 0,1$ MeV, incrementándose gradualmente desde 3 a 4.6 MeV, y $m \approx 3$ para $h\nu = 0,1$ MeV, incrementándose gradualmente de 1 a 5 MeV[29].

Por tanto, en la región de energía $h\nu \leq 100$ keV, donde el efecto fotoeléctrico se vuelve más importante, las relaciones

$$\sigma_{pe} \propto \frac{Z^4}{(h\nu)^3}, \quad (2.17)$$

y de acuerdo con la ecuación (2.8):

$$\mu_{pe} \propto \rho \frac{Z^3}{(h\nu)^3}, \quad (2.18)$$

son aproximadamente válidas y muestran que el coeficiente de atenuación *fotoeléctrico* es proporcional a la tercera potencia de Z .

2.2.4 Dispersión de Rayleigh Para energías de rayos X diferentes a las utilizadas en mamografía, la probabilidad de tener dispersión de Rayleigh es mucho menor que para efecto Compton. Por esta razón, la dispersión de Rayleigh recibe

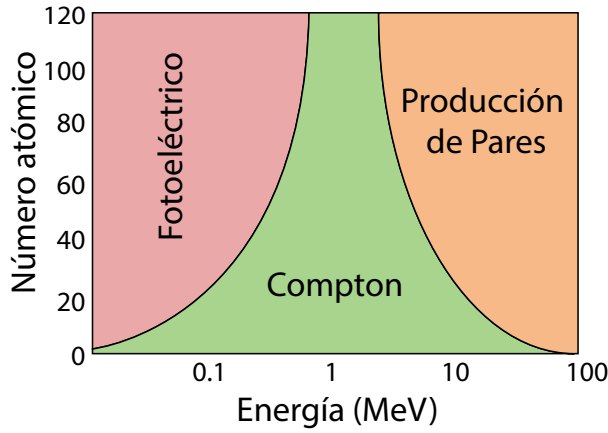


Figura 2.6: Tipo de interacción predominante para varios números atómicos de absorbedores.

menos atención en radiodiagnóstico. La dispersión de Rayleigh es llamada “coherente” porque el fotón es dispersado por la acción combinada de los electrones de enlace. Esta interacción es elástica en el sentido de que el fotón pierde sólo una fracción despreciable de su energía, pues el retroceso del átomo es apenas lo suficiente para conservar su momento. La sección transversal por átomo para dispersión coherente[30] a un ángulo Φ por unidad de ángulo sólido es

$$\frac{d\sigma_A}{d\Omega_\Phi} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2 \Phi) [F(x, Z)]^2, \quad (2.19)$$

donde r_0 es el radio electrónico clásico como en la ecuación (2.12) x es una variable de transferencia relacionada con la energía del fotón incidente $h\nu$ y el ángulo de desviación Φ , del fotón dispersado y $F(x, Z)$ es el factor de forma atómico, cuyo efecto se puede apreciar en la dependencia angular de la dispersión coherente y produce picos en la dirección incidente[28].

Integrando sobre todos los ángulos de dispersión fotónicos[36] obtenemos la sección transversal atómica para la dispersión coherente σ_{coh} cuya dependencia con $h\nu$ y Z tiene la forma

$$\sigma_{\text{coh}} \propto \frac{Z^2}{(h\nu)^2}, \quad (2.20)$$

y de acuerdo con la ecuación (2.8)

$$\mu_{\text{coh}} \propto \rho \frac{Z}{(h\nu)^2}. \quad (2.21)$$

2.2.5 Producción de pares Cuando la energía de un fotón es mayor a 1.02MeV (llamado fotón γ) puede interactuar con el núcleo de un átomo absorbedor durante su paso y como resultado, se produce un electrón positivo y un electrón negativo (llamados par electrón positrón). La energía en exceso de 1.02MeV reaparece como energía cinética de las dos partículas. Este proceso, llamado *producción de pares* varía linealmente con Z^2 del absorbedor y crece lentamente con la energía del fotón. En tejido blando, la producción de pares se realiza a energías de 10MeV arriba de 1.02MeV . Los electrones positivos creados por producción de pares son aniquilados para producir dos fotones idénticos (de 0.5112MeV) a los producidos por positrones del decaimiento radiactivo.

La importancia relativa del efecto Compton, fotoeléctrico y producción de pares se muestra en la figura 2.6 en función de la energía de los fotones incidentes. Se puede observar que el efecto fotoeléctrico es predominante para absorbedores con altos Z a bajas energías ($<0.1\text{MeV}$), mientras que la dispersión de Compton es predominante en absorbedores de Z intermedios a energías medianas ($\sim 1\text{MeV}$). A energías altas ($>10\text{MeV}$), la producción de pares predomina en todos los Z de los absorbedores.

2.3 Detección de Rayos X

Los cuantos de radiación X no se miden directamente sino que se detectan a través de sus productos de interacción (por ejemplo, emisión de *fotoelectrones*[37]). La eficiencia global de detección se determina principalmente por la eficiencia geométrica (también llamada *factor de llenado*) y la eficiencia cuántica o *eficiencia de captura*[38]. La eficiencia geométrica hace referencia al área sensitiva del detector de rayos X como una fracción del área total expuesta, y la eficiencia cuántica hace referencia a la fracción de cuantos incidentes que son absorbidos y contribuyen a la señal. La eficiencia de detección global es el producto de las eficiencias geométricas y cuánticas.

2.3.1 Detectores de gas La radiación X es capaz de ionizar gases. Este hecho fue descubierto a principios del siglo XX[39] y llevó al desarrollo de los bien conocidos contadores *Geiger-Müller*. En los primeros experimentos tomográficos llevados a cabo por Cormack y Hounsfield, el contador Geiger-Müller fue usado como un detector en una geometría de “*haz de lápiz*”[40]. En los primeros días de la tomografía computarizada en ambientes clínicos, detectores basados en cámaras de gas fueron fabricados en lo que hoy se conoce como tomógrafos de tercera generación en geometría de *haz en abanico*[41]. Incluso hoy, es común encontrar

tomógrafos que usan xenón a altas presiones. La interacción fotoeléctrica

$$h\nu + Xe \rightarrow Xe^+ + e^-, \quad (2.22)$$

describe la primera parte del proceso de detección en cadena. Iones de xenón y electrones son atraídos por un alto voltaje a un cátodo y un ánodo respectivamente. Una serie de pares de cátodos y ánodos alternados forman el arreglo de detectores. La corriente producida por la recombinación es una medida de la intensidad de rayos X que entra al detector.

Una eficiencia cuántica débil (baja probabilidad de absorción fotoeléctrica) puede ser compensada por una cámara de ionización de alta presión. Otra ventaja de este tipo de cámaras es la selectividad direccional mejorada del elemento detector. Dado que la probabilidad de ionización es proporcional a la longitud de la trayectoria de un cuanto de radiación X dentro del elemento (bloque cátodo-ánodo), se pueden suprimir aquellos cuantos que ingresan en una trayectoria oblicua. De esta forma, este tipo de elementos detectores tienen incorporado un sistema de colimación inherente.

2.3.2 Cámaras de ionización Una cámara de ionización mide la carga de un número de pares de iones creados dentro de un gas a causa de la radiación incidente[42]. Esta consiste de una cámara llena de gas con dos electrodos; cátodo y ánodo. Los electrodos pueden tener geometría de planos paralelos (*parallel plate ionization chambers*), o un arreglo cilíndrico con un alambre coaxial en su interior (*pencil-shaped ionization chambers*). Se aplica un potencial entre los electrodos para crear un campo eléctrico en el gas. Cuando el gas entre estos electrodos es ionizado por radiación incidente, se crean pares iónicos y los iones positivos y electrones disociados resultantes se mueven a los electrodos de polaridad opuesta bajo la influencia de un campo eléctrico. Esto genera una corriente de ionización que se mide en un circuito electrométrico. El electrómetro debe ser capaz de medir corrientes pequeñas en la región de femtoamperios o picoamperios, dependiendo del diseño de la cámara, dosis de radiación y voltaje aplicado[43].

Cada par iónico creado deposita o remueve pequeñas cargas eléctricas hacia o desde un electrodo, de forma que la carga acumulada es proporcional al número de pares iónicos creados, y por ende, proporcional a la dosis de radiación[44]. Esta generación continua de carga produce una corriente de ionización la cual es una medida de la dosis de ionización total que penetra en la cámara. Sin embargo, la cámara no puede discriminar diferentes tipos de radiación (beta o gamma) y no puede producir un espectro energético de radiación.

El campo eléctrico también permite al dispositivo funcionar continuamente, pues remueve electrones que causan que el gas se sature, lo que impide que se

colecten iones. Este a su vez previene la recombinación de pares iónicos, disminuyendo la corriente de iones. Este modo de operación es referido como *modo corriente*, que quiere decir que la señal de salida es una corriente continua y no un pulso como en los casos del tubo *Geiger-Müller*[42].

2.3.3 Tubo *Geiger-Müller* El tubo *Geiger-Müller* (GM) es un instrumento usado para la detección de radiación ionizante llamado así en nombre a sus inventores Hans Geiger y Walter Müller en 1908[45]. El tubo GM consiste de una cámara llena de una mezcla de gas a baja temperatura (cerca de 0.1 atm) que contiene dos electrodos entre los cuales se aplica una diferencia de potencial de algunos cientos de voltios. Las paredes del tubo son de metal o tienen su superficie interior cubierta con un conductor para formar un cátodo mientras el ánodo es un alambre en el centro de la cámara. (La geometría de un tubo GM es similar a la de una cámara de ionización pero el principio de funcionamiento es levemente diferente). Cuando la radiación ionizante golpea el tubo, algunas moléculas del gas son ionizadas, ya sea directamente por la radiación incidente o indirectamente por medio de electrones secundarios producidos en las paredes del tubo. Esto crea iones positivos y electrones conocidos como pares iónicos. El fuerte campo eléctrico creado por los electrodos acelera los iones positivos hacia el cátodo y los electrones hacia el ánodo. Cerca al ánodo en la “*región de avalancha*” los electrones ganan suficiente energía para ionizar moléculas de gas adicionales y crear un gran número de avalanchas electrónicas que se esparcen a lo largo del ánodo y a través de la región de avalancha. Este efecto de “*multiplicación de gas*” es el que le da al tubo GM su característica capacidad de producir *señales significativas* a partir de un único evento de ionización[39].

La descarga es cesada por el efecto colectivo de los iones positivos creados por las avalanchas. Estos iones tienen menor movilidad que los electrones libres debido a su elevada masa y permanencia en el área del alambre anódico. Esto crea una carga espacial que contrarresta el campo eléctrico, el cual es necesario para la generación continua de avalanchas. Para una geometría particular del tubo y voltaje de operación, esta disminución ocurre cuando un cierto número de avalanchas han sido creadas, por tanto los pulsos del tubo son siempre de la misma magnitud sin importar la energía de par iónico iniciador. Consecuentemente no hay información de la energía de radiación en estos pulsos, lo que significa que el tubo GM no puede ser usado para generar información espectral acerca de la radiación incidente[38].

CAPÍTULO 3

Introducción a la Tomografía Computarizada

La radiografía convencional sufre la severa desventaja de que solo produce imágenes en dos dimensiones de objetos en tres dimensiones. Esto resulta en una reducción de la información espacial (aunque un radiólogo experto puede ser capaz de compensar esto)[46]. En cualquier caso, una proyección representa un promedio, que puede ser pensado como la *superposición* de varias secciones radiográficas en un negatoscopio para un diagnóstico. En este caso sería difícil, incluso para un experto interpretar el resultado, pues el promediado viene acompañado de una reducción considerable de contraste, comparado con el contraste de una única sección.

3.1 Tomosíntesis

En 1920, el deseo de eliminar el proceso de *promediado* que caracteriza la radiografía convencional llevó a los investigadores a desarrollar el primer concepto de tomografía. La palabra tomografía se compone de dos palabras griegas, *tomos* (sección) y *graphein* (dibujo) y fue considerablemente influyente en el médico alemán Gustave Grossman cuyo tomógrafo fue capaz de construir la imagen de una única porción del cuerpo[47]. Durante la adquisición de la imagen, el tubo de rayos X se mueve linealmente en una dirección mientras la película de rayos X se mueve al mismo tiempo en la dirección opuesta. Por esta razón solo se pueden visualizar correctamente los puntos en el centro del plano de rotación. Todos los puntos arriba y abajo de esta región aparecen difusos o borrosos. De esta forma, éste método puede ser interpretado como *tomografía difusa* y se llama “tomosíntesis” si existe un post-procesamiento digital de las proyecciones. La información difusa que se encuentra arriba y abajo del centro de rotación no desaparece, sino que se sobrepone con la imagen fina en una especie de *velo* o *neblina*. Por consiguiente, es evidente una reducción substancial del contraste. Debido a la creciente

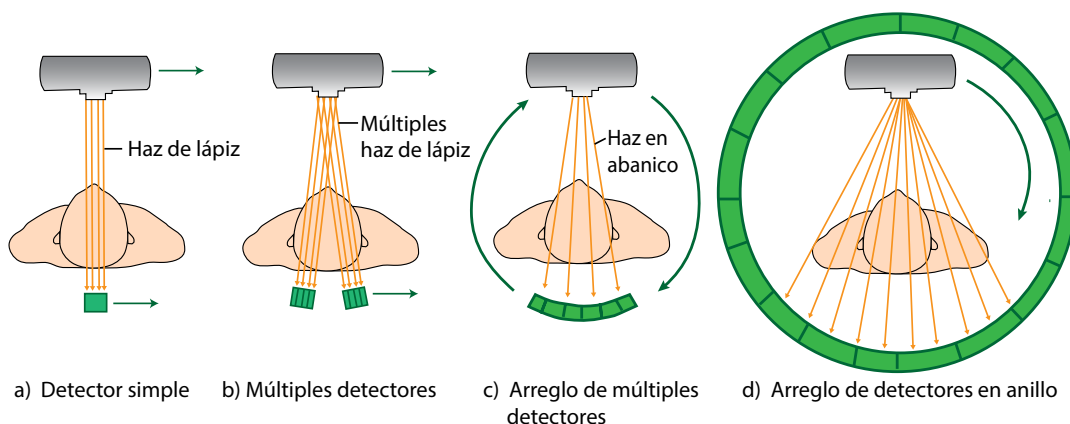


Figura 3.1: Generaciones de tomógrafos I a IV. Las primeras cuatro generaciones de tomógrafos computarizados. **(a)** Primera generación, **(b)** Segunda generación **(c)** Tercera generación y **(d)** Cuarta generación, demuestran la evolución en el movimiento del tubo y los detectores.

disponibilidad de detectores electrónicos de rayos X, los sistemas de tomosíntesis han recobrado la atención de la comunidad científica[48].

Actualmente, el termino “tomografía”, a pesar de sus modalidades competitivas como las *imágenes por resonancia magnética* (IRM) o PET, sigue siendo comúnmente asociada a CT.

La tomografía computarizada evita el proceso de superposición de imágenes difusas y produce un contraste tan grande que incluso los tejidos blandos pueden ser visualizados correctamente. Este salto en la calidad de imágenes diagnósticas ha conducido al gran éxito de la tomografía computarizada.

Históricamente, han surgido cuatro generaciones de tomógrafos y su clasificación se relaciona con la manera en la que se construyen sus tubos de rayos X y sus detectores en conjunto con la forma en la que estos se mueven alrededor del paciente.

3.2 Generaciones de Tomógrafos

En la actualidad, exámenes médicos que usan tomografía computarizada son una práctica estándar en muchos hospitales. En 1980, su uso era relativamente inusual y estaba disponible sólo en un número limitado de centros médicos especializados. Hoy es difícil imaginar un centro diagnóstico sin uno.

3.2.1 Tomógrafos de primera generación Los tomógrafos de primera generación (figura 3.1a), también llamados *tomógrafos de haz de lápiz*, pertenecen a la clase de dispositivos que usan el sistema de *proyección paralela*[24, 49]. En este tipo de tomógrafos existen dos componentes de movimiento del sistema rígido detector: un movimiento lateral, para hacer una proyección simple y un movimiento circular, para la reconstrucción de la imagen. La adquisición de las proyecciones individuales se puede realizar de forma continua o discreta, sin embargo, cada una de estas proyecciones se obtiene solamente a un ángulo discreto de rotación del sistema de proyección. Es evidente que este sistema de detección no era suficientemente rápido (tardando aproximadamente 5 minutos); el detector y el tubo de rayos X deben recorrer una distancia igual al diámetro de la apertura del pórtico (o *gantry*) dos veces durante cada proyección.

3.2.2 Tomógrafos de segunda generación Un progreso significativamente grande se logró (comparado con el diseño de tomógrafos de primera generación) con la implementación de tomógrafos con un gran número de detectores en conjunto en 1972. Estos tomógrafos (figura 3.1b), también llamados *multidetectores de traslación/rotación* tenían entre 3 y 52 detectores en serie. El uso del haz de rotación en forma de *abanico*[49] permitió a las proyecciones cubrir una gran área del cuerpo del paciente de forma instantánea, lo que resultó en una reducción en el número de proyecciones necesarias para reconstruir una imagen con buena calidad. En este enfoque, el tiempo en obtener las proyecciones necesarias para la reconstrucción de la imagen se redujo a cerca de 300s, incluso aunque el movimiento del arreglo de detectores era aún una combinación de movimientos laterales y rotatorios. Este sistema es considerado como una transición entre sistemas de proyecciones de haz paralelo y sistemas de haz en forma de *abanico*[50].

3.2.3 Tomógrafos de tercera generación Los siguientes pasos hacia la mejora del sistema tomográfico se enfocaron en la eliminación del movimiento lateral del sistema detector. En 1976, los diseñadores de tomógrafos lograron limitar el movimiento en el sistema de proyección exclusivamente al movimiento rotacional[24, 49, 51, 52]. Este fue llamado como tomógrafo de *haz de abanico* o de *rotación continua* (figura 3.1c). La frase “*Haz de abanico*” hace referencia a un sistema de proyecciones con un haz de radiación con una propagación angular de 40 a 55 grados, suficiente para abarcar el objeto de prueba. Una consecuencia obvia de esta modificación fue el incremento en el número de detectores en el arreglo, que se mueve en sincronía con el tubo de rayos X rotatorio (de hasta 1,000 elementos detectores)[53]. Como resultado de este cambio en el diseño, el tiempo de reconstrucción de la imagen se redujo a 5s. Tomógrafos de este tipo son

un ejemplo de la implementación de un sistema de proyección de *haz de abanico* en su forma más pura. En este diseño, después de que todas las proyecciones se han hecho para la primera imagen, la mesa se mueve y el procedimiento entero se repite para la siguiente porción del cuerpo.

3.2.4 Tomógrafos de cuarta generación Los siguientes tomógrafos de cuarta generación introducidos en 1978, diferían levemente de los de la tercera generación. En diseños anteriores, el arreglo de detectores se movía alrededor del objeto junto con el tubo de rayos X. Ahora, la rotación del arreglo de detectores fue eliminada completamente organizándolos en un anillo estacionario con un radio mayor al radio del círculo que describe el tubo[53]. El resultado fue un escáner conocido como el *escáner de rotación fija* (figura 3.1d); donde la palabra *rotación* hace referencia al movimiento del tubo y la palabra *fija* al arreglo de detectores. Para mantener la resolución de las medidas de intensidad de radiación, el número de detectores en el arreglo fue incrementado y varían de 600 a 5,000 elementos detectores.

3.3 Tomógrafos Híbridos PET-CT

Con la excepción de angiografía de alto contraste y técnicas de perfusión, la tomografía computarizada en sí misma, solo es capaz de proveer información morfológica, i.e., información sobre la forma de los objetos en el cuerpo. Por otra parte, la técnica tomográfica PET provee información sobre el metabolismo, i.e., la función metabólica de una región anatómica específica[54].

En tomografía PET, el paciente es inyectado con un trazador marcado radiactivamente, el cual es metabolizado dentro del cuerpo. Uno de los trazadores más importantes, el ^{18}F -FDG (2-Desoxi-2-fluoro-D-glucosa) usualmente abreviado como FDG, es usado para rastrear el metabolismo de la glucosa. El ^{18}F -FDG es un emisor de positrones, de forma que en cualquier lugar donde se acumule el rastreador, el proceso de aniquilación positronica se intensifica. En el caso del ^{18}F -FDG sin embargo, un protón, p , decae en un neutrón, n , un neutrino, ν y un positrón e^+ como

$$p \rightarrow n + e^+ + \nu. \quad (3.1)$$

Los detalles de este proceso fueron descritos en § 2.2.5. Un enfoque interesante para imágenes diagnósticas es la combinación de métodos morfológicos y funcionales. El éxito en la visualización de morfología y funcionalidad en una sola

imagen se debe a la implementación de métodos de *registro*¹ de imágenes[55]. Este paso en el procesamiento de imágenes debe vencer los problemas causados por diferentes posicionamientos del paciente en dos tomógrafos diferentes y cambios que resultan de la diferencia de tiempo entre las dos adquisiciones. En el caso de técnicas combinadas, el paciente es escaneado satisfactoriamente en las diferentes modalidades de imagen.

En las siguientes secciones se discutirán algunos de los aspectos prácticos más importantes en CT. Entre otros, estos aspectos atañen la planificación del estudio, el procesamiento de la información y la representación de la información adquirida, especialmente el escalamiento de valores de grises[38]. En particular, la planificación del estudio juega un rol importante en las aplicaciones clínicas de CT, pues los estudios no pueden ser repetidos arbitrariamente debido a la dosis de radiación inherente del sistema a la cual se expone el paciente.

3.4 Planificación del Estudio

El primer y más importante paso a la hora de planear un estudio CT, es la adquisición de un panorama de escaneo, llamado *topograma*, *escanograma*, *vista de exploración* o *escán piloto* por diferentes fabricantes de sistemas tomográficos. Para adquirir este topograma, el tubo de rayos X es posicionado en un ángulo específico. En principio, cualquier ángulo es posible, pero las posiciones típicas son *anterior-posterior* (a.p.), i.e., exploración desde el frente del paciente hacia atrás, y *lateral*, i.e., exploración desde un costado. Durante la adquisición del topograma, la mesa del paciente se mueve continuamente a través del campo de radiación. Las imágenes resultantes son similares a las de radiografía convencional.

En términos de un topograma a.p., es posible planificar un plano de porciones particular, el grosor de las porciones y el número de porciones o volumen. Cuando se usa un topograma lateral, también es posible programar una orientación de porciones especial angulando el gantry apropiadamente. Esto es útil especialmente en protocolos de cráneo y espinogramas para excluir órganos sensibles (e.g., ojos) del análisis. Si se desean analizar regiones como las vertebrae lumbares, el gantry deberá ser angulado de forma que se adapte a la orientación de cada cuerpo vertebral individual.

1. El “registro” es un paso de procesamiento de imagen que alinea el sistema de coordenadas de dos modalidades diferentes.

3.5 Representación de los Datos

3.5.1 Unidades Hounsfield En CT, los valores de atenuación μ de la ecuación (2.4) se representan como valores en escala de grises. En este contexto, un enfoque desarrollado por Godfrey Hounsfield ha probado ser apropiado y es usado muy comúnmente. Aquí, los valores de atenuación son transformados a una escala adimensional y se relacionan con el coeficiente de atenuación del agua. La definición de estos valores esta dada como

$$\text{Valor CT} = \frac{\mu - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} \times 100. \quad (3.2)$$

En honor a *Hounsfield*, la unidad de medida de estos valores es llamada HU (del inglés *Hounsfield unit*)

$$[\text{Valor CT}] = \text{HU}. \quad (3.3)$$

A partir de la ecuación (3.2), se puede observar que esta escala asigna un valor CT de $-1,000\text{HU}$ al aire ($\mu_{\text{aire}} \approx 0$) y 0HU al agua. En principio, esta es una escala infinita, pero en la práctica, termina en aproximadamente $3,000\text{HU}$. En general el rango de $4,000\text{HU}$ puede ser captado bastante bien en términos de imágenes en escala de gris de 12 bits. Este escalamiento es arbitrario, pero sin embargo, tiene consecuencias prácticas. Dado que los valores de atenuación de casi todos los órganos (excepto huesos) son similares a los del agua, la diferencia del valor de atenuación del agua dada en la ecuación (3.2) se presenta en múltiplos de mil.

Médicos radiólogos acostumbran a considerar los valores CT como absolutos y pueden ser asignados de manera unívoca a órganos. Las desviaciones de estos valores CT en ciertos órganos pueden indicar patologías específicas.

Nótese que los coeficientes de atenuación son dependientes de la energía, de forma que lo que se mide es un coeficiente de atenuación que depende de la calidad del haz de rayos X. Los tomógrafos CT son calibrados usualmente de forma regular de manera que esta relación es conocida y los valores HU son estables.

3.5.2 Ancho y nivel de ventana El ojo humano y la pantalla de imágenes CT no es capaz de manejar 4096 (2^{12}) valores de grises en el rango -1000HU hasta $3,000\text{HU}$. Esta es la razón del por qué en la práctica solo se discriminan 225 pasos de escala de gris en las pantallas de los dispositivos. Sin embargo, estudios recientes[56] han demostrado que cuando los dispositivos médicos se encuentran en las más óptimas condiciones, el observador humano es capaz de discriminar entre 700 y 900 tonos de gris para el rango de luminancia disponible.

Para detectar diferencias entre órganos que tienen una representación visual similar en su atenuación, la escala Hounsfield debe ser *mapeada* para mostrar

los valores de intensidad que se extiende desde 0 a 225. Por ejemplo, el aire es mostrado como negro (0HU) y hueso como blanco (225HU). En muchos casos, este proceso de conversión se realiza mediante una función lineal. Por ejemplo, una función que convierte valores entre un límite inferior A y uno superior B que escala 256 valores de grises es:

$$f(HU) = \begin{cases} 0, & HU \leq A \\ (HU - A) \times \frac{225}{B - A}, & A \leq HU \leq B \\ 225, & HU > B. \end{cases} \quad (3.4)$$

Esta relación se puede expresar en términos de un *ancho de ventana* [$W=(B-A)$] y un *nivel de ventana*² ($L=(A+B)/2$)

$$f(HU) = \begin{cases} 0, & HU \leq L - \frac{W}{2} \\ \left(HU - \left(L - \frac{W}{2} \right) \right) \times \frac{225}{W}, & L - \frac{W}{2} \leq HU \leq L + \frac{W}{2} \\ 225, & HU > L + \frac{W}{2}. \end{cases} \quad (3.5)$$

Mientras el ancho de ventana decrece, el contraste en la imagen visualizada aumenta; por otra parte, mientras el nivel de ventana se mueve hacia arriba (abajo), la imagen se vuelve más oscura (clara). Esta operación es llamada *ventaneo* o *nivelado* y ajusta el brillo o el contraste para una visualización apropiada. Es importante notar que la información original de los valores CT no se altera; sólo la representación de la información se modificada por esta técnica. En práctica, los límites superiores e inferiores de los valores HU son definidos ajustando el ancho (W) y nivel (L) de ventana. Por ejemplo, $W/L=200/0$ significa un ancho de ventana de 200HU y un nivel de ventana de 0HU, dando un límite inferior de -100 y uno superior en la escala HU de 100. En este ejemplo, todos los valores entre -100HU y 100HU se mostrarán con buen contraste. Sin embargo, todos los valores menores que -100HU se mostrarán como negros y todos los valores mayores a 100HU como blancos.

2. Otra definición para *nivel de ventana* es *centro de ventana*.

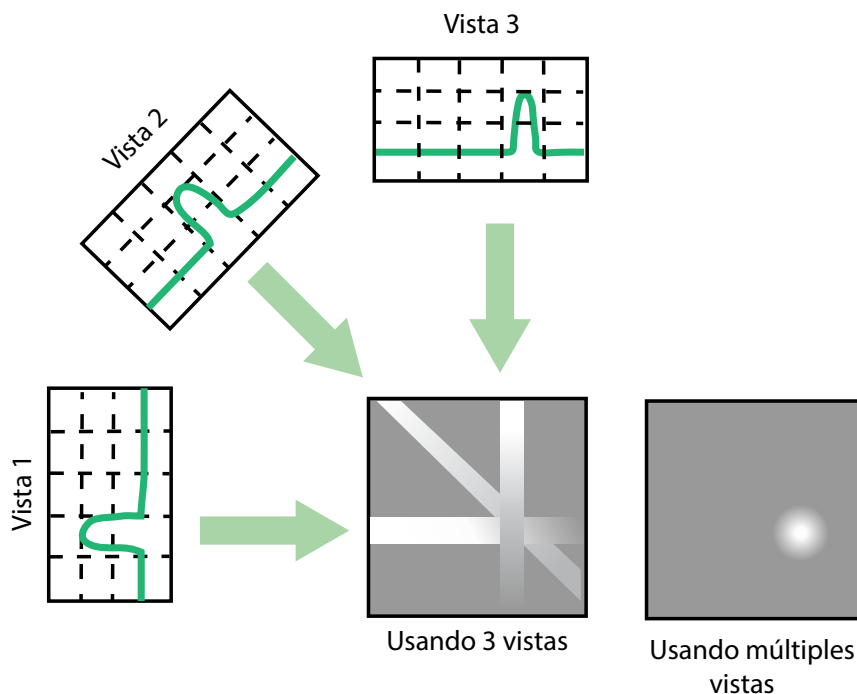


Figura 3.2: La proyección posterior reconstruye una imagen tomando cada vista y uniéndola a lo largo del camino del cual fue adquirida originalmente.

3.6 Algoritmos de Reconstrucción

Existen cuatro enfoques principales para reconstruir las diferentes porciones generadas por las diferentes vistas de rayos X, llamados *algoritmos de reconstrucción*. El primer método es totalmente impráctico, pero provee una mejor comprensión del problema. Se basa en la solución de varias ecuaciones lineales. Cada medición se puede representar como una ecuación. Esto es, una muestra particular en un perfil dado es la suma de un grupo de píxeles en la imagen. Para calcular las N^2 variables desconocidas (i.e., los valores CT de los píxeles) deben haber N^2 ecuaciones independientes y por ende N^2 mediciones. Muchos de los tomógrafos CT adquieren cerca de un 50 % más muestras de las que son requeridas para este análisis. Por ejemplo, para reconstruir una imagen de 512×512 píxeles, el sistema debe tomar cerca de 700 vistas con 600 muestras en cada una, lo que *sobredetermina* el problema. De esta manera, la imagen final tiene menos ruido y/o distorsiones. El inconveniente con este primer método es el tiempo de reconstrucción. Resolver varios miles de ecuaciones lineales es una tarea abrumadora en muchos casos.

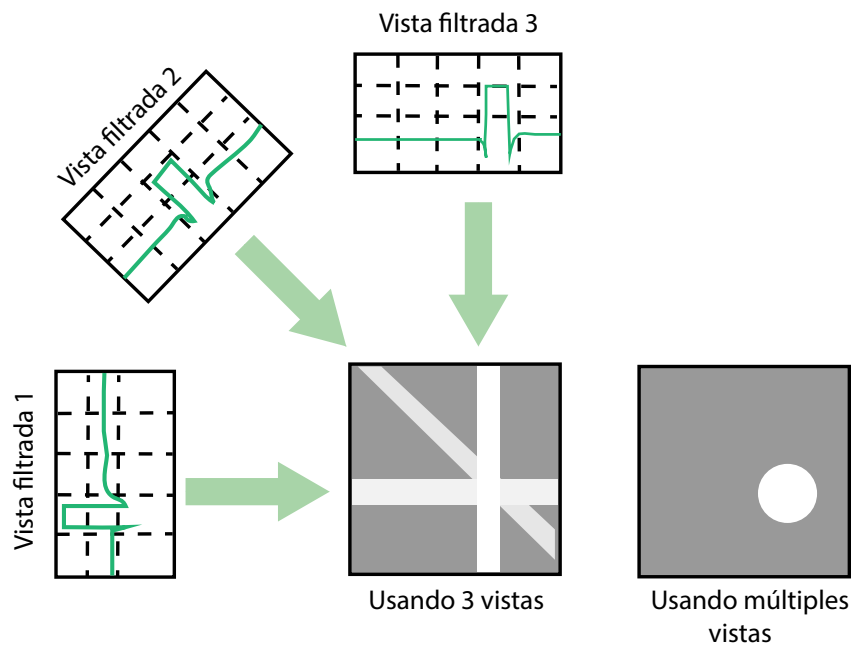


Figura 3.3: La proyección posterior filtrada reconstruye una imagen filtrando cada vista antes de la proyección. Esto remueve la borrosidad que se ve en la proyección simple (fig. 3.2) y resulta en una reconstrucción matemática exacta de la imagen. La reconstrucción posterior filtrada es el algoritmo de reconstrucción más usado en los sistemas de tomografía computarizada.

El segundo método de reconstrucción usa técnicas *iterativas* para calcular la imagen final en pequeños pasos. Existen varias variantes a este método: la técnica de reconstrucción algebraica (TRA)[57], la técnica de reconstrucción iterativa simultánea (TRIS)[58], y la técnica iterativa de mínimos cuadrados (TIMC)[59]. La diferencia entre estos métodos está en cómo se realizan las correcciones sucesivas: rayo por rayo, píxel por píxel o corrigiendo simultáneamente el conjunto de datos completo. Las técnicas iterativas son en general lentas, pero útiles cuando no se tienen mejores algoritmos. De hecho, la técnica TRA fue usada en el primer CT comercial lanzado en 1972, el *EMI Mark I*[60]. El tercer método es llamado proyección posterior filtrada (*filtered backprojection*) y es una modificación de una técnica antigua llamada proyección posterior o proyección posterior simple. La figura 3.2 muestra que la proyección posterior es un enfoque simple basado en el sentido común pero al mismo tiempo bastante rústico. Una muestra individual se proyecta ajustando todos los píxeles de las imágenes a lo largo del haz apuntando a la muestra en el mismo valor. En términos menos técnicos, una proyección posterior se forma juntando cada vista de la imagen en la dirección en la que fue

adquirida originalmente. La imagen final de proyección posterior se toma como la suma de todas las proyecciones adquiridas.

Mientras la proyección posterior es conceptualmente simple, no resuelve el problema de manera correcta. Como se muestra en la figura 3.2, la imagen obtenida es bastante difusa. Un único punto en la imagen real se reconstruye como una región circular que decrece en intensidad desde el centro. En términos más formales, la función de dispersión de la proyección posterior es circularmente simétrica y decrece con el inverso del radio. La proyección posterior es una técnica que corrige la borrosidad presente en una proyección posterior. Como se muestra en la figura 3.3, cada vista es filtrada antes de la proyección lo que contrarresta la borrosidad. Esto es, cada una de las vistas unidimensionales pasan por un proceso de convolución con un *kernel* unidimensional para crear un conjunto de vistas proyectadas. Estas vistas filtradas son entonces proyectadas para proveer la reconstrucción final, que es una aproximación más cercana a la imagen correcta. De hecho, si existen un número infinito de vistas y un número infinito de puntos por vista, la imagen producida por esta proyección es *idéntica* a la imagen correcta.

3.7 Protocolos de Tomografía Computarizada

Cada centro de imágenes diagnósticas tiene su propio, a menudo único, conjunto de protocolos específicos para CT. Para cada examen, el protocolo variará de acuerdo con los requerimientos individuales de cada centro médico. Los factores que influyen los protocolos específicos de cada institución incluyen el tipo de equipo disponible (e.g., 64 cortes vs. 16 cortes) y las preferencias particulares del radiólogo encargado[61]. Como todos los campos en la medicina, la tomografía CT esta en constante evolución y por ende, todos los protocolos de CT experimentan procesos de reevaluación y refinamiento. La tomografía CT depende en gran parte de la integración de una variedad de conocimientos y habilidades.

3.7.1 Procedimientos rutinarios Aunque en la práctica actual existen excepciones a cada regla, se asumen algunas practicas estándar. En todos los estudios rutinarios, uno o dos topogramas se adquieren antes del examen. Las imágenes óptimas de referencia incluyen todas las áreas que se examinaran y por tanto se debe asegurar que la imagen a escanear está dentro del rango del escáner (§ 3.4).

Sin importar el tipo de tomógrafo utilizado, es importante que el operador ingrese las instrucciones direccionales correctas antes de cada examen. Este procedimiento requiere indicar la posición del paciente (la cabeza y/o los pies) con

respecto al gantry del tomógrafo. Después de la adquisición de topograma, el operador selecciona los cortes. Se seleccionan ahora los parámetros como el producto corriente tiempo (mAs), voltaje pico (kVp) y FOV (del inglés *field of view*). Por último, se deben dar cuidadosas instrucciones de respiración a pacientes que reciben exámenes de abdomen.

3.7.2 Protocolos de cráneo para la mayoría de estos protocolos, la cabeza del paciente se posiciona en el cabezal de la mesa. Dependiendo del diseño del cabezal, este puede también ser usado para protocolos de cuello. Cuando este no se usa, una esponja moldeadora se posiciona directamente en la mesa y la cabeza del paciente se posiciona sobre esta. En todos los casos, el paciente debe estar tan cómodo e inmovilizado como sea posible para prevenir distorsión por movimiento en la imagen.

Tomógrafos *multicorte* modernos permiten que estudios rutinarios sean adquiridos con porciones más delgadas que permiten la reducción de distorsiones por endurecimiento del haz o *beam hardening*.

En exámenes de cabeza, el modo helicoidal CT es el mas usado para la generación de *imágenes* de tres dimensiones o para minimizar distorsiones causadas por movimiento. En general, los estudios rutinarios de cabeza se realizan usando modos axiales y los estudios de cabeza angiográficos se realizan usando modos helicoidales.

Las porciones de sección transversal de la cabeza se observan en múltiples ajustes de ventana (W/L). Los ajustes estándar incluyen: tejido blando (cerebro) 160/40 para cortes en la fosa posterior, 100/30 para cortes por encima; hueso 2500/400 (particularmente en trauma o pacientes postoperatorios) y sangre 200/60.

3.7.3 Protocolos de cuello Exámenes rutinarios de cuello se realizan típicamente con el paciente en posición *decúbito supino* con el cuello ligeramente extendido, comúnmente en modo helicoidal. Para reducir deformaciones que degradan la imagen en el cuello inferior, se debe indicar al paciente bajar los hombros tanto como le sea posible. En algunas instituciones, las imágenes del cuello se adquieren mientras el paciente realiza la maniobra de *valsalva* modificada, que requiere que el paciente infle los cachetes. Esta técnica ayuda a distender los senos piriformes. Otra técnica usada para evaluar los pliegues aryepiglóticos y senos piriformes es pedir al paciente que pronuncie una “e” prolongada durante el examen.

Contrastes tipo IV pueden ser utilizados mientras se realizan exámenes de cuello a menos de que indique lo contrario. En exámenes CT con contraste en cuello, se debe permitir un tiempo suficiente después de la administración del

medio para que la mucosa, ganglios linfáticos y patologías de tejido tengan un mejor contraste mientras la vasculatura permanece opaca.

3.7.4 Protocolos de abdomen y pelvis La evaluación por CT del abdomen y pelvis requiere una gran atención en la preparación del paciente en comparación con otros tipos de exámenes en el cuerpo. Muchos de los exámenes CT de abdomen requieren la administración de un agente de contraste oral para visualizar el lumen intestinal y para distender el tracto gastrointestinal. El uso de estos medios de contraste es importante en la diferenciación entre un bucle lleno de líquido en el intestino de una masa o una colección de líquido anormal. En general, mientras más agente contrastante se use, mayor es la opacificación del intestino. Agentes de contraste intravenoso mejoran la calidad de los estudios de abdomen y pelvis pues opacan los vasos sanguíneos, incrementando la densidad vascular CT de los órganos abdominales y mejorando el contraste de la imagen a la hora de diferenciar entre lesiones y estructuras normales.

Exámenes CT de abdomen y pelvis son usados para la evaluación de virtualmente todos los órganos y muchos vasos. Los radiólogos examinan sistemáticamente cada órgano y estructura, pues en una única porción, mucha de la información presente se puede mostrar en un solo ajuste de ancho y nivel de ventana. Un ajuste de ventana rutinario para tejido blando (entre 450/50) mostrará adecuadamente la anatomía abdominal. Sin embargo, el hígado, puede ser examinado usando *ventanas de hígado* que son más angostas (150/70) y son enfocadas a mejorar la visibilidad de lesiones leves en este. Las bases del pulmón están contenidas en porciones del abdomen superior y deben ser analizadas usando ventanas de pulmón (1500/-600). Ventanas de hueso (2000/600) pueden ayudar a revelar anomalías en los mismos.

Un FOV debe ser lo suficientemente grande como para incluir superficie de la piel sobre áreas estratégicas del cuerpo (frecuentemente porciones de los brazos posicionados sobre la cabeza del paciente se cortan para evitar un FOV excesivamente grande). Si se disponen de estudios previos, es aconsejable que se use el mismo FOV a menos que se cambien las condiciones del ajuste a necesidad del paciente (e.g., aumento de peso entre otros). Usar un mismo FOV en varios estudios permite una comparación visual de cualquier cambio en el tamaño de lesiones o estructuras, especialmente cuando se muestran ambos estudios lado a lado en los monitores. Muchos de los protocolos de abdomen y pelvis se realizan mientras el paciente yace en posición supina en la mesa del tomógrafo, con los brazos elevados sobre la cabeza. En algunos casos, cambiar la posición al paciente y obtener cortes adicionales puede proveer mayor información. Tales son los casos cuando estudios iniciales fallan en la diferenciación de márgenes del páncreas y

el duodeno. En estas situaciones, se debe administrar contraste oral y se deben adicionar cortes con el paciente en posición decúbita lateral.

3.7.5 Protocolos para extremidades Junto con la imagenología por resonancia magnética, la tomografía computarizada es un método usado muy ampliamente para la evaluación de afecciones de la anatomía musculoesquelética. Técnicas CT son útiles a la hora de proveer información específica sobre el hueso y otros tejidos mineralizados. Este es también un método útil para la evaluación de hueso y tumores de tejido blando pues añade detalles a la información obtenida con radiografía convencional en caso de múltiples fracturas (e.g., pelvis). La técnica CT también es usada para evaluación de articulaciones, especialmente después de que se inyecta aire o contraste yodado en estas. Exámenes CT de sistemas musculoesqueléticos ofrecen varias ventajas: 1) muestran la anatomía de sección transversal y sus relaciones espaciales, 2) tiene la habilidad de mostrar ambos lados del cuerpo para comparación (particularmente útil en la evaluación de articulaciones asimétricas), 3) muestra componentes de hueso y tejido blando simultáneamente, 4) tiene una excelente sensibilidad al contraste y 5) tiene la habilidad de realizar reconstrucciones retrospectivas multiplanares en tres dimensiones.

Las técnicas usadas para evaluar los sistemas musculoesqueléticos son ajustadas a cada región del paciente a analizarse. Los pacientes deben ser posicionados cuidadosamente de forma que ambos lados estén tan simétricos como sea posible. Las extremidades inferiores son escaneadas usualmente con el paciente en posición supina y posicionado con los pies primero en relación al tomógrafo. Muchos de los protocolos musculoesqueléticos incluyen reconstrucciones multiplanares. Si se observa una fractura en las imágenes de secciones transversal, se realizan entonces reconstrucciones en tres dimensiones. El algoritmo de reconstrucción seleccionado se basa en las aplicaciones clínicas. Algoritmos estándar se usan en casos en los que las imágenes de tejido blando o músculo son de principal interés. Si se necesitan detalles de hueso, la información se reconstruye usando algoritmos de alta resolución. Las imágenes musculoesqueléticas se visualizan en ajustes de imágenes de tejido blando (450/50) y hueso (2000/600). Aunque la técnica de imagen por resonancia magnética (IRM) es la modalidad más usada para muchos de los trastornos musculoesqueléticos, la tomografía computarizada es la modalidad de elección en ciertas situaciones, pues también es útil en la detección de calcificaciones finas, que son particularmente importantes en el diagnóstico de tumores que se forman en el cartílago o hueso y otras anomalías de formación de hueso. En otras situaciones clínicas, exámenes CT e IRM son complementarios y ambos se realizan para proveer un diagnóstico comprensivo.

CAPÍTULO 4

Dosimetría y Calidad de Imagen en Tomografía Computarizada

Desde su introducción en 1972, la tomografía computarizada ha evolucionado como un elemento clave en la práctica clínica. Sin embargo, junto con su incremento en este ámbito, la dosis total de la población atribuible a procedimientos CT ha incrementado sustancialmente de la misma forma[62]. Dados los niveles de radiación involucrados en esta técnica, es importante entender el proceso de cuantificación de estas dosis así como la forma en la que son comunicadas y finalmente optimizadas durante su uso clínico.

4.1 Unidades de Dosis de Radiación

Muchas de las métricas (e.g., exposición, dosis, dosis absorbida y dosis efectiva) están asociadas comúnmente con medidas del potencial de daño a tejido causado por radiación y son usualmente intercambiadas incorrectamente. Sin embargo, cada una de estas métricas hace referencia a diferentes fenómenos y se debe tener cuidado en el uso las mismas. De esta forma, para enfrentar la naturaleza compleja del sistema, en la cual existen muchos parámetros que afectan la dosis final y cuya geometría de adquisición varía en el tiempo, se han desarrollado métricas de dosis específicas para CT.

4.1.1 Exposición y kerma en aire La exposición, normalmente denotada con la letra X , es de hecho no una medida de deposición de energía o dosis, sino de ionización en aire causada por rayos X. Su definición tradicional es el número de pares electrón-ion formados por unidad de *volumen* de aire seco a causa de rayos X incidentes. Su unidad tradicional es el Röntgen (R).

Bajo la definición del sistema internacional (SI), la exposición significa la medida de la *cantidad de carga*, en Coulombs, por unidad de masa de aire creada por los rayos X incidentes, y por ende la unidad SI de exposición es coulomb por

kilogramo (C/kg).

La exposición ha sido usada ampliamente debido a su facilidad de medida con una cámara de ionización y un electrómetro como medida de la salida de rayos X del tubo. Sin embargo, como es claro a partir de su definición, la exposición no es una medida de dosis y no se define para ningún material aparte del aire. Adicionalmente al cambio de unidades, la exposición se ha relegado como una métrica y ha sido reemplazada por el *kerma en aire* (del inglés *kinetic energy released in matter*) que se define como la cantidad de energía cinética ganada por partículas cargadas (en este caso electrones) de radiación incidente por unidad de masa de materia (aire). La unidad SI para el kerma en aire es el julio por kilogramo (J/kg) y se le ha sido asignado un nombre especial: Gray (Gy).[44]

4.1.2 Dosis absorbida, dosis equivalente y dosis efectiva En primera instancia, definimos *dosis absorbida*, D , como la *energía promedio*, $d\bar{\epsilon}$, impartida por radiación ionizante a un elemento de *masa* dm :

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}. \quad (4.1)$$

Esto es, la dosis absorbida está relacionada con la masa del tejido expuesto. La unidad de dosis absorbida es el Gray. Dado que los efectos biológicos de diferentes tipos de radiación con la *misma cantidad de energía* son diferentes, es necesario introducir un factor de peso a la dosis absorbida. Se define *dosis equivalente*[63] para cierto órgano o tejido como:

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R}, \quad (4.2)$$

donde $D_{T,R}$ representa la dosis aplicada al órgano T con respecto al tipo de radiación R . La unidad de dosis equivalente H_T es el Sievert ($[H_T]=\text{J/kg}=\text{Sv}$). En la ecuación 4.2, w_R representa el factor de peso de radiación que sólo depende de la energía y el tipo de radiación aplicada. Para tomar en cuenta los diferentes tipos de respuestas de los órganos y tejidos se introduce un factor de peso de tejido w_T lo que resulta en la llamada *dosis efectiva* E :

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R \cdot D_{T,R}. \quad (4.3)$$

La dosis efectiva se mide en unidades de Sievert ($[E]=\text{J/kg}=\text{Sv}$). Los factores de peso de tejido reflejan la diferencia en la radiosensitividad relativa de los diferentes órganos del cuerpo humano.

La dosis efectiva tiene características limitantes así como ventajosas. La dosis efectiva no es una métrica basada en principios físicos, sino un valor estimado cuya definición llega por convención. Así, dado que los factores de peso han cambiado dos veces desde su primera introducción en 1977, la dosis efectiva resultante también ha cambiado. Adicionalmente, la dosis efectiva caracteriza el riesgo creciente solo para efectos estocásticos, y no provee información directa de efectos determinísticos a órganos como eritema. Por último, los *factores de peso de tejido* se promedian en edad y sexo, de forma que la dosis efectiva no esta pensada para ser usada como una métrica personalizada, sino mas bien como una medida para un cuerpo humano estándar.

4.2 Dosis Específicas en CT

Existen dos diferencias principales entre tomografía computarizada y radiografía convencional que resultan en la necesidad de métricas de dosis adicionales para CT. La diferencia más aparente se presenta en la geometría de adquisición dependiente del tiempo. Específicamente durante una adquisición CT, la fuente de rayos X rota continuamente a lo largo del cuerpo; por tanto, la superficie de entrada de rayos X varía continuamente. Esto resulta en una dosis absorbida a lo largo del plano axial del cuerpo que es muy diferente de la obtenida en radiografía convencional. Claramente, la dosis en radiografía convencional decrece considerablemente desde la fuente de rayos X hacia el cuerpo del paciente. En CT sin embargo, dado que el gantry rota, este promedio resulta en una distribución de dosis más uniforme y radialmente simétrica asumiendo una composición homogénea del cuerpo.

Otra diferencia entre CT y radiografía convencional en dosimetría es la contribución relativa de los rayos X dispersados a la dosis absorbida. En radiografía, el campo de rayos X primario es rectangular y en muchos casos sus laterales son de algunos centímetros de largo (20-40cm), de forma que el tejido fuera del haz primario que es irradiado por rayos X dispersados es pequeño comparado con el irradiado por el haz primario. En CT sin embargo, el haz primario tiene algunos milímetros (10-40) de grosor, lo que resulta en un gran volumen de tejido siendo expuesto a radiación dispersa.

En la figura 4.1, un perfil de dosis típico en CT muestra largas *colas* a lo largo del tejido irradiado que se extienden más allá del ancho de haz. Por tanto, en CT, la contribución a la dosis absorbida total de rayos X dispersados debe tenerse en cuenta.

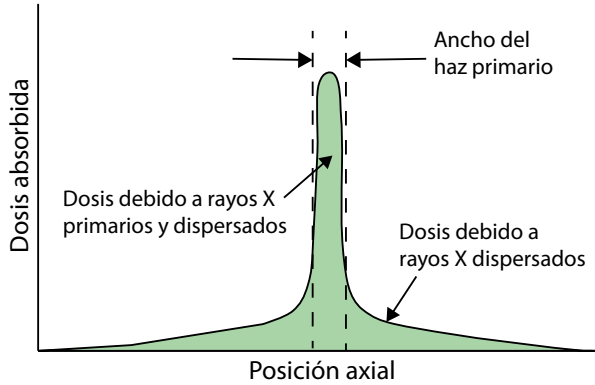


Figura 4.1: Perfil de dosis absorbida típico en CT para un corte axial, que incluye dosis debido al haz primario y a la radiación dispersada. Como se muestra en la figura, los rayos X dispersados resultan en la deposición de dosis en lugares posteriores al corte realizado.

4.2.1 Índice de dosis en CT Para enfrentar estos problemas se ha introducido el CTDI (del inglés *computed tomography dose index*) para reflejar la *cantidad de radiación* involucrada en la adquisición de un examen CT. Como se mencionó anteriormente, el CTDI se refiere a la dosis absorbida (en aire) en diferentes porciones de un fantoma específico y no al paciente examinado. Esta es la razón por la que es llamado un *índice* y no debe ser visto como un estimado de la dosis absorbida del paciente, sino mas bien como una medida de la producción de rayos X y la dosis medida en un fantoma de tamaño fijo[64]. Por este motivo, esta métrica puede ser usada solamente como un indicativo de dosis en paciente y específicamente para comparar dosis en términos relativos cuando se evalúan diferentes factores de técnicas, protocolos y/o sistemas CT.

Aunque se han usado varias definiciones para CTDI en su forma mas básica, actualmente la métrica más usada es el CTDI_{100} la cual se obtiene usando una cámara de ionización en forma de *lápiz* de 100mm de longitud y pretende incluir en sus medidas la dosis al fantoma más allá del campo del haz primario debido a la radiación dispersada (figura 4.1). Definimos CTDI_{100} de la siguiente forma[65]:

$$\text{CTDI}_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50\text{mm}}^{50\text{mm}} D(z) dz, \quad (4.4)$$

donde N es el número de canales adquiridos por rotación axial, T es el ancho del canal de datos (siempre medido en la línea central del FOV) y $D(z)$ es la dosis en aire en la posición axial z . Nótese que aunque la cámara de ionización se posiciona dentro del fantoma, el CTDI_{100} se define como dosis absorbida en aire.

Con la cámara de ionización puesta en el agujero central del fantoma, el índice es llamado $\text{CTDI}_{100,c}$, mientras que con la cámara en uno de los agujeros de la periferia es llamado $\text{CTDI}_{100,p}$. Para obtener el valor CTDI promediado para el

plano axial se define el CTDI ponderado como

$$\text{CTDI}_W = \frac{1}{3}\text{CTDI}_{100,c} + \frac{2}{3}\text{CTDI}_{100,p}. \quad (4.5)$$

Los factores $1/3$ y $2/3$ representan la contribución relativa al kerma en aire asumiendo un decrecimiento lineal en los fantasmas de dosimetría CT desde la periferia hasta el centro[66]. De esta forma, el índice de dosis ponderado, CTDI_W , se puede interpretar como el kerma en aire promedio en la sección transversal irradiada. Como se mencionó, los valores CTDI_{100} y CTDI_W reflejan la dosis absorbida de la adquisición de una imagen axial. Sin embargo, para obtener el índice en una adquisición CT completa que involucre el número de imágenes axiales, se debe tener en cuenta la separación entre cada imagen axial. Para reflejar esta variación, se define el CTDI volumétrico como:

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \frac{NT}{I}\text{CTDI}_W, \quad (4.6)$$

donde I es la distancia de viaje de la camilla entre las rotaciones del tubo. Para tomógrafos helicoidales expresamos el CTDI volumétrico en términos del *pitch* (I/NT) como:

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \frac{\text{CTDI}_W}{\text{pitch}}. \quad (4.7)$$

El CTDI volumétrico es el índice de dosis más utilizado en tomografía pues provee una métrica específica para cada protocolo (pero no específica para paciente). Sin embargo, el CTDI_{vol} refleja solo la dosis a un fantoma debido a una rotación del gantry, no a un examen completo. Esto permite la comparación entre técnicas y protocolos, de forma que el CTDI_{vol} será el mismo sin importar que tantas imágenes axiales se adquieran para un examen en un paciente.

4.2.2 Producto dosis longitud Para obtener una medida que relacione la dosis real absorbida por el paciente durante un examen tomográfico completo, se debe considerar la longitud total del examen y adicionalmente el protocolo usado para la adquisición de las imágenes. Claramente, si se usa un mismo protocolo para la adquisición de porciones a lo largo de 10cm o a lo largo de 20cm, el ultimo resultará en una energía depositada dos veces mayor en comparación con el primero. Sin embargo, el CTDI_{vol} será el mismo para ambos casos. Para incluir las diferencias en el volumen total analizado se introduce el llamado DLP (del inglés *Dose Length Product*) de la siguiente forma:

$$\text{DLP} = \sum_i^N (\text{CTDI}_{\text{vol}})_i \times L_i, \quad (4.8)$$

donde i representa cada uno de los N cortes realizados a lo largo de la longitud total L_i analizada en el examen. El DLP tiene unidades $\text{mGy}\cdot\text{cm}$. Dada la utilidad de su información, el DLP también se muestra en las pantallas de los sistemas tomográficos después de la adquisición de las imágenes.

4.2.3 Estimación de dosis efectiva en CT Debe notarse que la métrica que relaciona la cantidad de radiación con el posible incremento de riesgos estocásticos es la *dosis efectiva*. Para adquisiciones en CT, existen dos métodos para la estimación de dosis efectiva (E). El primero es la estimación de dosis a órganos individuales utilizando simulaciones computacionales basadas en métodos Monte Carlo de los cuales existen programas de fácil uso para varias condiciones de adquisición[13, 14, 15]. Sin embargo, para estimaciones de dosis efectiva en CT se ha encontrado una relación lineal[16, 17] dada por:

$$E = k \times \text{DLP}, \quad (4.9)$$

donde k [$\text{mSv}\cdot\text{mGy}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1}$] es el factor de conversión que solo varía con la región examinada. Estos mismos estudios han demostrado que los factores de conversión en (4.9) no varían *substancialmente* para diferentes sistemas de tomografía computarizada y fabricantes, lo que lo hace un método conveniente para estimar dosis efectiva.

4.3 Problemas con el Índice de Dosis

4.3.1 Tamaño del paciente El índice de dosis CTDI_{vol} se define para fantomas de 10, 16 y 32 centímetros que son de al menos 14 cm de longitud[67]. Al utilizar, por ejemplo, un protocolo de exploración estándar en tórax adulto, el CTDI_{vol} y DLP se calculará y se mostrará en la consola de los tomógrafos basados en el fantoma corporal de 32 cm y es independiente del tamaño real del paciente que se estudia, ya que el índice sólo se define para este diametro de fantoma. Sin embargo, cuanto menor sea el tamaño del paciente (manteniendo los mismos parámetros de exploración) mayor será la exposición real a la radiación. Esto es algo que se debe tener en cuenta, especialmente en estudios pediátricos[68].

Para poder corregir el CTDI_{vol} en pacientes de diferentes tamaños, la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) ha publicado un informe que provee estimaciones más precisas de dosis específicas (SSDE) que tienen en cuenta el tamaño del paciente basados en el CTDI_{vol} [68].

4.3.2 Ancho del haz y fantomas Hoy en día, mediciones dosimétricas de CTDI_{100} son la elección de preferencia para la determinación de la medida de emisión de rayos X en estudios por tomografía computarizada. Sin embargo, la longitud utilizada en este tipo de mediciones (100mm) no es suficiente para obtener el kerma en aire total acumulado en las colimaciones usuales de los sistemas tomográficos (20 – 40mm). Esto se debe a que los perfiles de kerma en aire se extienden más allá de los 100mm establecidos y no se tendrán en cuenta en la medición estándar CTDI_{100} . Simulaciones Monte Carlo han mostrado que el CTDI_{100} comparado con el CTDI_{∞} (definido como el índice de dosis medido con una cámara de ionización de longitud infinita) desprecia cerca del 60 % de la dosis real en cuerpo y 80 % en cabeza[69]. Este es un problema que se debe reconocer cuando se realizan planes de optimización dosimétrica en CT. Los fantomas para dosimetría CT usuales de polimetilmetacrilato (PMMA) tienen una longitud de 15cm ($\sim 1.19\text{g/cm}^3$), sin embargo, estudios recientes[70] sugieren que esta longitud no es suficiente (idealmente de al menos 45cm) para simular la propagación de radiación dispersa en pacientes reales, especialmente porque el material no se considera equivalente en agua.¹

4.3.3 Longitud del escaner Cuando el paciente esta siendo escaneado sobre una determinada longitud, la dosis acumulativa a lo largo de esta puede ser entendida como una convolución del perfil de dosis a lo largo de la longitud definida[71, 72]. Si la longitud del escan es al menos del largo de un solo corte del perfil de dosis, se alcanzara un valor de equilibrio de dosis acumulativa en el centro de dicha longitud, denotado como $D_{\text{eq}}(0)$. La dosis sobre toda la longitud será entonces la multiplicación de la dosis en equilibrio con la longitud del escan, $D_{\text{eq}}(0) \times L$. Sin embargo, el problema de medir con una cámara de ionización de 100mm es que no se obtiene el perfil de dosis completo, lo que conlleva a una subestimación de la dosis en equilibrio y la dosis sobre la longitud de análisis.

4.4 Parámetros que Afectan la Dosis

La imagenología CT involucra un gran número de parámetros de adquisición que afectan no solo la calidad de imagen sino también la dosis del paciente. Por lo tanto, la optimización del protocolo involucra un delicado balance entre la obtención de imágenes de calidad diagnostica y la reducción de la dosis del

1. Los fantomas equivalentes en agua son aquellos que simulan las propiedades físicas del agua y otros componentes en el cuerpo humano.

paciente. Los siguientes son algunos de los principales parámetros que afectan la dosis del paciente.

4.4.1 Voltaje del tubo El voltaje del tubo, denotado como *kilovoltaje pico* (kVp), es el voltaje que acelera los electrones en el tubo de rayos X entre el cátodo y el ánodo. Valores típicos de este voltaje para CT varían entre 80 a 140 kVp, dependiendo mayormente de la región del cuerpo analizada, siendo 120kVp el ajuste más usado. Regiones de alta atenuación como la cabeza y la pelvis se adquieren normalmente con valores de kVp mayores mientras que los valores menores de kVp se utilizan en pacientes pediátricos.

El espectro de producción de rayos X por el tubo se afecta directamente por el voltaje del tubo. Debido a la alta penetrabilidad del espectro de altas energías, la señal del detector, después de la atenuación de rayos X por el paciente, incrementa rápidamente con el crecimiento del kVp. Por tanto, se debe tener cuidado con los efectos en dosis cuando se considera variar el voltaje del tubo para mejorar la calidad de imagen. Específicamente, si todos los parámetros, incluyendo la corriente de tubo se mantienen constantes, la dosis aumentará con el incremento del voltaje del tubo.

4.4.2 Corriente de tubo y producto corriente tiempo La corriente del tubo, medida en miliamperios (mA), determina cuántos electrones viajan del cátodo del tubo de rayos X al ánodo en unidad de tiempo y por tanto esta relacionada linealmente con el flujo de rayos X. Por tanto, si todos los parámetros, incluyendo el tiempo de exposición se mantienen constantes, la corriente del tubo esta relacionada directa y linealmente con la dosis absorbida. El producto corriente exposición, expresado en miliamperios segundo (mA·s), es el producto de la corriente del tubo y el tiempo que el tubo está emitiendo rayos X, por tanto esta relacionada linealmente con la fluencia de rayos X. De esta forma, el producto corriente tiempo también esta relacionado directa y linealmente con la dosis absorbida.

El método para especificar la corriente de tubo para un protocolo CT específico depende de qué tan avanzado es el sistema CT y si se usan características de sistemas modernos. Particularmente, en protocolos en los cuales la corriente del tubo se especifica explícitamente, se debe tener en cuenta el tamaño total del paciente. Especialmente en el caso de pacientes pediátricos. Debido a su baja atenuación, exámenes de cuerpo en CT de pacientes pediátricos pequeños se pueden realizar con corrientes de tubo de entre cuatro a cinco veces *menores* que la usadas para un paciente adulto normal.

4.4.3 Filtros de rayos X El uso de filtros para absorber los rayos X de bajas energías y por tanto *endurecer* el haz, reduce la dosis del paciente substancialmente, especialmente en piel (la más importante en efectos determinísticos), sin afectar significativamente la calidad de imagen, pues muchos de estos rayos X serán absorbidos por el cuerpo y no proveen ninguna información adicional. Por otra parte, el *endurecimiento* del haz en el cuerpo se reduce con un filtro instalado al lado de la salida de rayos X del tubo, lo que puede introducir *ahuecamiento* (o bajo brillo en el centro del objeto analizado) y distorsiones de *endurecimiento de haz*.

Adicionalmente al uso de filtros para modificar la forma del espectro de rayos X en un haz completo en CT, es muy común el uso de filtros *bow tie*. Estos filtros son configurados para compensar la diferencia de longitud de camino de rayos X a lo largo del objeto analizado y por tanto, reducir la dosis del paciente y el rango dinámico de la señal en el detector.

4.5 Mecanismos de Reducción de Dosis

Debido a los diferentes factores responsables por la dosis de radiación total impartida al paciente durante un examen CT, existen de igual modo una variedad de métodos de reducción de dosis. Las siguientes opciones se pueden usar acorde con las especificaciones clínicas. Idealmente, estrategias apropiadas se escogen y usan en conjunto para reducir la dosis tanto como sea posible sin sacrificar la calidad de imagen necesaria para responder a las preguntas clínicas planteadas.

4.5.1 Modulación automática de corriente Diferentes fabricantes de sistemas tomográficos han proveído recientemente a los usuarios con un nuevo método de reducción de dosis. Algunos sistemas tienen implementado algoritmos que realizan cambios en la corriente de tubo basadas en la estimación de atenuaciones del paciente en una posición específica. Estas estimaciones se derivan de las proyecciones del topograma a.p. y lateral (§ 3.4) o de cortes previos realizados al paciente. A partir de estas vistas, el mA será programado para variar con la posición a lo largo de la longitud del paciente. Las especificaciones detalladas de esta opción varían con cada fabricante.

4.5.2 Blindaje del paciente Aunque los blindajes de plomo son una técnica estándar en radiografía general, es menos beneficioso en CT. Debido a la colimación angosta, la radiación en áreas fuera de las especificadas para el examen es mínima y usualmente se le atribuyen a la dispersión interna de los fotones que

no son afectados por la superficie. Sin embargo, investigaciones recientes sugieren que el blindaje de tejido en pecho y tiroides pueden ser valiosos en el proceso de reducción de dosis.

4.5.3 Adecuación del examen Una manera de adaptar el examen a las necesidades diagnósticas específicas es la limitación del mismo a la región a analizar. Por ejemplo, un examen rutinario de pelvis como parte de un examen abdominal no es siempre ideal o necesario; de esta forma se podrá reducir o eliminar exposición innecesaria en gónadas. Existen muchas situaciones potenciales en las que se pueden usar protocolos CT limitados. Por ejemplo, en exámenes de seguimiento, la región analizada puede limitarse para ajustar el área de interés.

Limitar el uso de exámenes *multifase* es otra consideración importante. Esencialmente, cada fase adicional incrementa la dosis de radiación por un múltiplo del número de fases totales. En exámenes de cuerpo, se ha reportado que protocolos multifase se han usado en aproximadamente 30 % de los niños, mucha veces con tres fases. Se ha cuestionado ampliamente la justificación del uso rutinario de este tipo de exámenes multifase en infantes y niños.

4.6 Calidad de Imágen en CT

Dos de las pruebas estándar en calidad de imagen para tomografía computarizada son las de ruido de imagen y fidelidad del número CT (o número Housfield).

4.6.1 Fantomas de calidad de imagen CT Un fantoma de imagen, (fig. 4.2) es un objeto especialmente diseñado que se escanea en el campo de la imagen médica para evaluar, analizar y ajustar el rendimiento de varios dispositivos de imagen. Un fantoma, a diferencia de pacientes reales, está más fácilmente disponible y proporciona resultados más consistentes que evitan asimismo someter a un sujeto vivo a un riesgo directo. Los fantomas se emplearon originalmente para su uso en técnicas de imagen de rayos X, como radiografía o fluoroscopia, aunque más recientemente se han desarrollado fantomas con las características de imagen deseadas para técnicas 3D como MRI, CT, Ultrasonido, PET y otros métodos o modalidades de imagenología.

4.6.2 Ruido de imagen Cuando se piensa en el ruido de una imagen tradicional de radiografía se hace referencia a la granulosidad general de dicha imagen. En tomografía computarizada, el ruido de una imagen reconstruida puede ser causado por varios factores: 1) número de fotones detectados; 2) tamaño de la

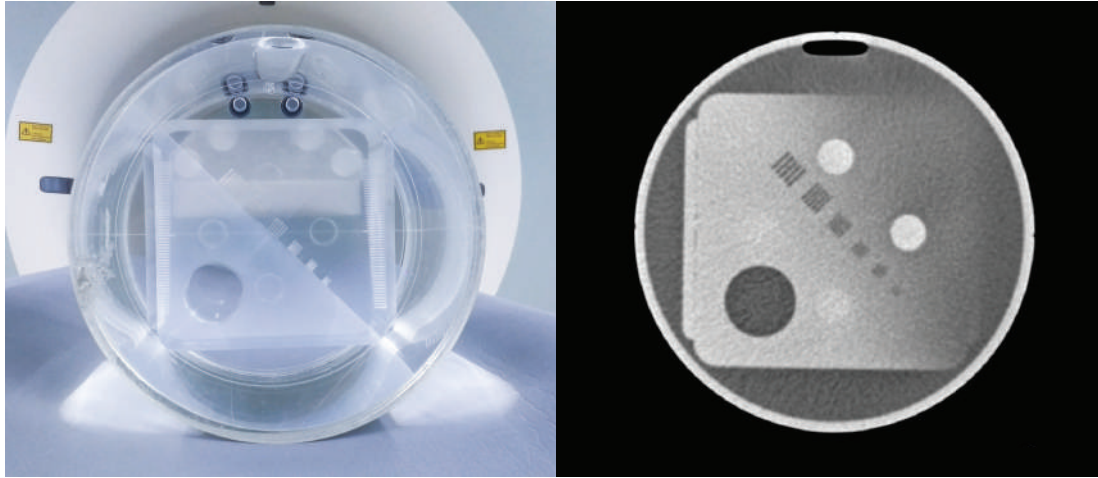


Figura 4.2: Fantoma de calidad de imagen en tomografía computarizada propio del tomógrafo Siemens Biograph mCT (izquierda). Imagen de corte axial (derecha).

matriz (tamaño del pixel); 3) tamaño de corte; 4) algoritmos de reconstrucción; 5) ruido electrónico; 6) radiación dispersada y 7) tamaño del objeto. El ruido en una imagen diagnóstica limita la resolución de bajo contraste y puede ocultar anatomía similar a tejidos aledaños. Muchas de las patologías mostradas en CT se ven en ventanas de tejido blando como pulmón, riñón, hígado y cerebro. Para realizar pruebas de ruido en imágenes por tomografía computarizada es usual utilizar un fantoma como el mostrado en la figura 4.2 usualmente provisto por los fabricantes con cada tomógrafo o pueden ser adquiridos para propósitos de acreditación internacional como el de la ACR[73]. La desviación estándar del ruido se establece como el porcentaje de contraste midiendo el número CT en agua o aire y su desviación máxima aceptable será $\pm 3\text{HU}$ [74].

4.6.3 Fidelidad del número CT El fantoma usado para pruebas de ruido en CT también puede ser usado para la evaluación de la uniformidad del número CT. Este fantoma es escaneado a diferentes espesores con incrementos graduales de amperaje. Se usa un ROI de alrededor de 200-300 píxeles y se encuentra la desviación estándar en el centro de cada imagen. Las mediciones de desviación estándar del número CT se deben realizar con base en valores teóricos conocidos como agua (0HU) o aire (1000HU). El campo de imagen se muestrea en la periferia y en el centro del fantoma. Dado que los números CT varían entre -1000HU y 3000HU (§ 3.5.1) la máxima desviación estándar entre un ROI en el centro y uno en la periferia deberá ser de ± 5 [74]. Estas pruebas deberán mostrar que el ruido de

la imagen es directamente proporcional a la desviación estándar del número CT en agua. La desviación deberá decrecer con el aumento del amperaje y el grosor de corte. Un incremento en el ruido puede ser resultado de un mal alineamiento de los detectores o el haz del tomógrafo o reducción de la sensibilidad de los detectores.

Se debe tener en cuenta que la desviación estándar es independiente de factores como el tiempo de rotación, grosor de corte y tamaño del fantoma. Esta es la razón por la cual los factores técnicos usados para medir unidades Hounsfield deben ser estandarizados para que sean constantes día a día y de institución en institución. Idealmente la desviación estándar debe ser pequeña, pero más importante aún, se debe comparar con el registro de otras mediciones de servicio. No deberá variar mucho día a día y se deberá registrar y establecer unos criterios de calidad propios para cada institución.

CAPÍTULO 5

Metodología

El estudio y análisis de la información obtenida en el servicio de imágenes diagnósticas fue aprobado por el comité académico de la Fundación Valle del Lili (FVL) y se usa para fines de investigación únicamente.

El presente trabajo se dividió en dos secciones principales. La primera tiene como objetivo la estimación de la dosis efectiva en pacientes que son sometidos a estudios diagnósticos e intervencionistas por tomografía computarizada mediante un estudio retrospectivo que analiza los resultados de los índices de dosis de exámenes realizados en el años 2016. La segunda parte de este trabajo pretende verificar la exactitud de los parámetros utilizados en la estimación de dosis mientras que al mismo tiempo ofrece una introducción a las técnicas fundamentales de aseguramiento de la calidad en tomografía computarizada. Estas técnicas se subdividen en: control de la calidad de imagen y control de calidad en dosimetría.

5.1 Estimación de Dosis Efectiva

La estimación de dosis efectiva en protocolos de tomografía computarizada se basa en un método simplificado[74, 75] que usa el producto dosis longitud DLP y factores de conversión k a dosis efectiva que sólo dependen de la región del cuerpo analizada. Por otra parte, debido a que estos factores de conversión k son válidos únicamente para exploraciones helicoidales o secuenciales (donde la posición de la mesa incrementa en el plano z durante el estudio), para procedimientos intervencionistas se utilizaron factores de conversión k_i definidos para modos tomográficos intermitentes (sin movimiento de la mesa)[76]. Para este trabajo se identificaron e incluyeron un grupo de 3271 estudios por tomografía computarizada de enero a diciembre de 2016 en el servicio de imágenes diagnósticas de la FVL. Un total de tres tomógrafos CT fueron incluidos en este estudio, a saber: un GE Light Speed VCT, un Aquillion ONE de Toshiba y un Biograph mCT de Siemens. La información de cada paciente (por ejemplo sexo, edad, peso, etc) y el tipo de estudio al que fue sometido (divididos en cinco áreas del cuerpo: cabeza, cuello, tórax, abdomen y extremidades) fue registrada para su análisis. Además de esto, se re-



Figura 5.1: Equipos de control de calidad de dosis en tomografía computarizada de RaySafe.TM **(a)** fantasmas de PMMA para dosis de 10, 16 y 32 cm, **(b)** Cámara de ionización y **(c)** Unidad base (o de registro de dosis).

gistraron los valores específicos de dosis en tomografía computarizada $CTDI_{vol}$ y DLP (§ 4.2.1, § 4.2.2) los cuales fueron extraídos del sistema general de almacenamiento de imágenes diagnósticas de la fundación PACS (*Picture Archiving and Communication System*). Para cada estudio se tuvieron en cuenta pacientes pediátricos y adultos así como las variaciones del $CTDI_{vol}$ y DLP de cada estudio individual y así obtener una media por estudio y por edad del paciente.

Dado que esta estimación se basa completamente en los índices de dosis de tomografía computarizada registrados en el periodo enero a diciembre de 2016 en tres tomógrafos, la información recolectada fué comparada en la segunda parte del estudio (§ 5.2.4) con los procedimientos de registro de dosis utilizando la cámara de ionización y los fantasmas de PMMA.

5.2 Control de Calidad en Tomografía Computarizada

Para el aseguramiento de la calidad de imagen y dosis en tomografía computarizada, la FVL cuenta con la línea especializada de equipos para control de calidad RaySafeTM de FLUKE[®] Biomedical, así como fantasmas de calidad de imagen propios de cada tomógrafo. A continuación, se da una breve descripción de los dispositivos usados y los procedimientos realizados en el aseguramiento de la calidad en tomografía computarizada.

5.2.1 Fantasmas de dosimetría CT El fantoma Pro-CT Dose de RaySafeTM (figura 5.1a) está diseñado para simular cabezas y cuerpos de pacientes pediátricos y adultos. El fantoma de tres piezas se utiliza principalmente para las mediciones del índice de dosis de tomografía computarizada ($CTDI$) que son esenciales en el programa de control de calidad de CT. El diseño concéntrico de los fan-

tomas permite un fácil ajuste de tamaño para mediciones en diferentes tipos de protocolos.

5.2.2 Cámara de ionización El sensor X2 CT (figura 5.1b) es una cámara de ionización muy duradera y versátil para usos en el campo clínico. Se adapta directamente a los fantasmas de cabeza (10/16cm) y cuerpo (32cm) de PMMA y puede colocarse fácilmente en el gantry con el soporte provisto (fig. 5.2c). Dado que el sensor tiene un suministro de polarización incorporado, no hay necesidad de cables analógicos frágiles y ruidosos tradicionalmente asociados a cámaras de ionización antiguas. Tampoco hay necesidad de correcciones manuales de temperatura o presión, ya que el sensor CT cuenta con la tecnología necesaria para manejar ambos parámetros con precisión en tiempo real.

Una característica adicional del sensor X2 CT es la capacidad de medir el tiempo de exposición y formas de onda de tasa de dosis. Estas características son útiles cuando se requiere especial atención a la producción de radiación de la máquina CT.

5.2.3 Unidad base Todos los datos de exposición se guardan en la unidad base X2(figura 5.1c). La pantalla de inicio muestra todos los parámetros disponibles del sensor conectado. La interfaz de pantalla táctil permite visualizar los datos de manera completa y flexible. En cada sesión, se puede alternar entre pantallas para ver los datos de medición de exposiciones anteriores para referencia o comparación. Una sesión completa de mediciones puede cargarse fácilmente en un computador con la ayuda del software X2 View.

5.2.4 Registro de dosis en CT Para la estimación del índice de dosis CT volumétrico (eq. 4.6) se utilizó la cámara de ionización (fig. 5.1b) y los fantasmas de 10, 16 y 32cm de diámetro (fig. 5.1a). Para cada tomógrafo, las mediciones se realizaron con cortes en modo axial (sin movimiento de la mesa) y anchos de detector fijos. Para garantizar el correcto posicionamiento y alineación de la cámara de ionización o del maniquí, debe ser empleado el conjunto láser propio del tomógrafo (fig. 5.2 izq.). Los más útiles son los que definen el plano de corte (x, y) así como el plano sagital (z) .

En este estudio se realiza una aproximación para la determinación del índice de dosis utilizando una cámara de ionización de 100mm alterna a la descrita en la ecuación (4.5) donde las medidas en el centro y la periferia están dadas por[77]:

$$CTDI_{100,i} = \frac{Lf_c f_P K_{T,P} \overline{D_i}}{NT}, \quad (5.1)$$

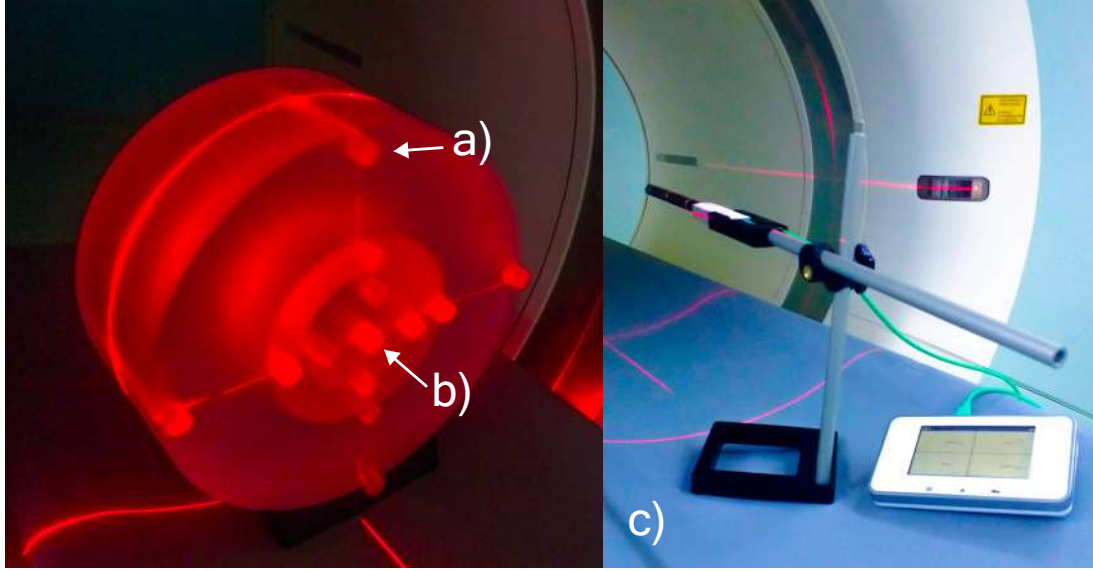


Figura 5.2: Procedimiento para registro de dosis en tomografía computarizada. En cada caso, la cámara de ionización se deberá insertar en **a)** la periferia y en **b)** el centro del fantoma de PMMA, **c)** posicionamiento de la cámara para medidas de kerma en aire.

donde L es la longitud activa de la cámara de ionización; T es el espesor nominal de cada canal; N es el número de canales usados; f_c y f_P son los factores de calibración de la cámara y de conversión de kerma en aire a dosis absorbida en *perpex* respectivamente; $K_{T,P}$ es el factor de corrección de temperatura y presión; $\overline{D_i}$ es el promedio de lecturas de dosis obtenidas en el centro ($i = c$) y la periferia ($i = p$) del fantoma. Para nuestro caso particular $f_c = K_{T,P} = 1$ pues la unidad base realiza correcciones automáticas en tiempo real de temperatura y presión.

Por otra parte, las medidas de kerma en aire, CTDI_{air} , usando la cámara de ionización en el isocentro¹ del tomógrafo (fig. 5.2c) se determinaron con la formula[77]:

$$\text{CTDI}_{\text{air}} = \frac{L f_c K_{T,P} \overline{D_{\text{air}}}}{NT}, \quad (5.2)$$

donde $\overline{D_{\text{air}}}$ es el promedio de las lecturas obtenidas con la cámara de ionización para un barrido único y N es el número de canales usados ($N \neq 1$ para tomografía multicorte). De la misma forma que en (5.1), $f_c = K_{T,P} = 1$.

1. En radioterapia y física de imágenes diagnósticas, el isocentro es el punto en el espacio por el cual pasan todos los haces de radiación centrales.

5.2.5 Evaluación de calidad de imagen en CT Para la evaluación de la calidad de imagen se realizaron las pruebas de ruido y fidelidad del número CT (§ 4.6.2, § 4.6.3) utilizando los fantomas de PMMA con la cámara de ionización en la periferia y de esta manera analizar los efectos en calidad de imagen mientras al mismo tiempo se estudian las repercusiones de estos parámetros en dosis.

Figura 5.3: Posición del fantoma de PMMA para estudiar los efectos en calidad de imagen en el tomógrafo Siemens Biograph mCT. La cámara de ionización se ubicó en la periferia superior del fantoma para tener un pico de absorción definido que permita la comparación entre diferentes parámetros tomográficos.



CAPÍTULO 6

Resultados

El enfoque principal de este estudio se concentra en el análisis retrospectivo de estudios por tomografía computarizada realizados en el año 2016. En este análisis se tuvieron en cuenta los valores $CTDI_{vol}$ y DLP (§ 4.2.1 § 4.2.2) reportados en el sumario de dosis generado por el tomógrafo al finalizar un examen por tomografía computarizada. De cada región corporal se escogieron cinco tipos de exámenes representativos para su análisis. De la misma forma se escogieron 5 de los procedimientos intervencionistas más comunes realizados en el departamento.

6.1 Análisis Retrospectivo de Dosis en Protocolos de Tomografía Computarizada

De la región craneoencefálica se seleccionaron los estudios: cráneo simple en paciente adulto, paciente pediátrico, oídos, senos paranasales (SPN) y estudios de cráneo con contraste en paciente adulto. Con excepción del cráneo con contraste, en el cual se realiza una segunda fase introduciendo medio de contraste (sulfato de bario), los exámenes en la región craneoencefálica realizan un único barrido en la zona de interés. De los estudios en cuello se seleccionaron: cuello simple, columna cervical, cuello tórax, cuello tórax abdomen y estudios en la vía aérea. En la región del tórax se seleccionaron: tórax simple en paciente adulto y pediátrico, tórax abdomen, nódulo pulmonar y angio aorta torácica. En la región abdominal se seleccionaron estudios de abdomen, trifásico de hígado, vías urinarias (uroTAC), dinámico de páncreas y pélvis. Finalmente en extremidades se seleccionaron estudios de rodilla, codo, fémur, hombro y muñeca.

Por otro lado, los procedimientos intervencionistas se dividieron en cinco subgrupos distintivos de acuerdo a su propósito clínico. En el primero, la *crioablación*, un gas de argón se inserta en una región metastásica específica en el cuerpo. La liberación controlada del gas enfría el tejido adyacente rápidamente y transfiere el frío a las zonas de anatomía crítica. De esta forma, utilizando varios ciclos de enfriado se logra la ablación (eliminación) del tumor. Para *aspiraciones*, se

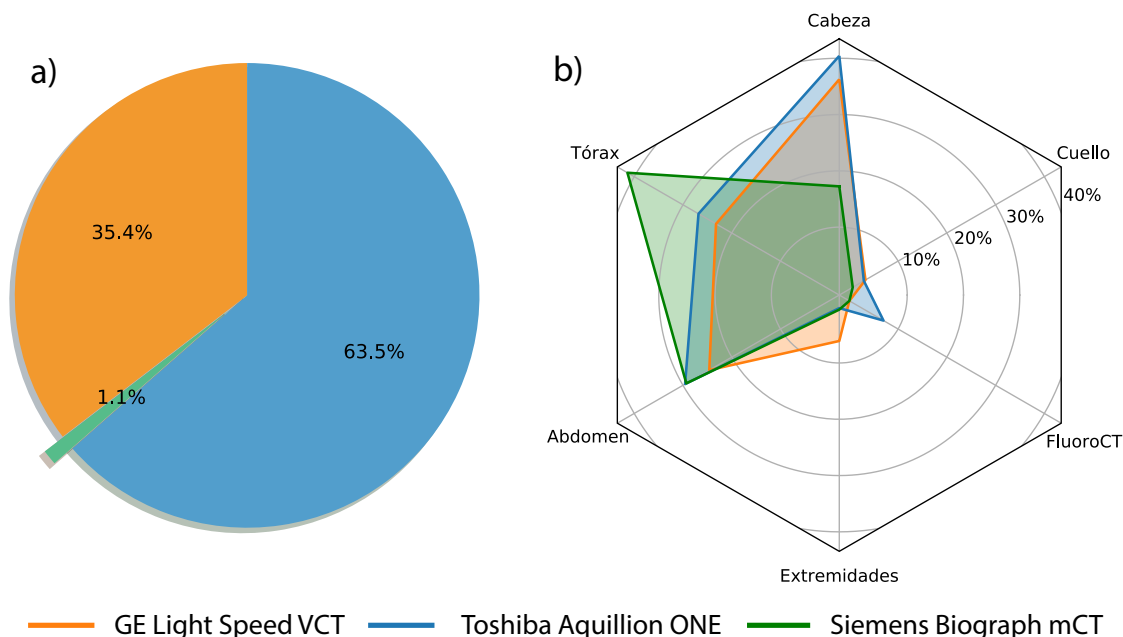


Figura 6.1: (a) Estadísticas de exámenes de tomografía computarizada para cada tomógrafo en la fundación Valle del Lili en el periodo enero-diciembre de 2016. (b) Los porcentajes de estudios por región corporal de cada tomógrafo fueron graficados sobre el porcentaje total de su uso en este periodo.

posiciona una aguja en el blanco y se extrae fluido para análisis histológico. En *biopsias* se posiciona un dispositivo dentro del blanco que puede remover mecánicamente una sección pequeña de tejido para análisis histológico. En *drenajes* se inserta un tubo dentro de un fluido para remover exceso de fluido y finalmente en *inyecciones*, una aguja se posiciona en el blanco y se inyecta un agente terapéutico como estabilizantes o “cemento” en fracturas vertebrales.

En el periodo enero-diciembre de 2016 se registraron para su análisis un total de 3271 estudios por tomografía computarizada de los cuales 1289 son estudios de cabeza, 930 estudios de tórax, 859 estudios de abdomen, 79 estudios de cuello, 82 estudios en extremidades y 32 procedimientos intervencionistas. 1963 mujeres y 1308 hombres fueron registrados con una edad promedio de 50 ± 19 años (rango, 0-97 años). 63.5 % de todos los exámenes se realizaron en el tomógrafo Toshiba Aquillion ONE, 35.4 % de estos se realizaron en el tomógrafo GE Light Speed VCT y el 1.1 % de estos se realizaron en el Siemens Biograph mCT (figura 6.1a). Éste último tomógrafo se dedica en la mayor parte del tiempo a estudios por to-

mografía de emisión de positrones PET (§ 3.3) y sólo en algunos casos especiales es usado para exámenes por tomografía computarizada. La figura 6.1b muestra la distribución del tipo de exámenes realizados en el 2016 para cada tomógrafo particular. Los porcentajes fueron 37.57 %, 24.52 %, 25.91 %, 7.4 % y 4.6 % para el tomógrafo GE Light Speed VCT, 39.02 %, 25.41 %, 28.15 %, 0.25 % y 1.57 % para el tomógrafo Toshiba Aquillion ONE y 19.49 %, 43.48 %, 31.48 %, 2.69 % y 2.86 % para el tomógrafo Siemens Biograph mCT en los exámenes de cabeza, tórax, abdomen, extremidades y cuello respectivamente. Los procedimientos intervencionistas sólo se realizan en el tomógrafo Aquillion ONE de Toshiba con un 5.6 % del total de estudios analizados (fig. 6.1b).

En la recolección de datos se tuvo en cuenta los parámetros clínicos usuales (kVp, mAs pitch y tiempo de rotación) en los estudios de tomografía computarizada debido a su relación directa con la dosis efectiva. La tabla 6.1 muestra los parámetros usados en los estudios de tomografía computarizada las cinco regiones del cuerpo analizadas en los diferentes tomógrafos estudiados, los cuales se deben tener en cuenta a la hora de comparar los índices de dosis en tomografía computarizada de diferentes protocolos tomográficos. La figura 6.2 muestra la distribución de los valores de índice de dosis CT para cinco regiones corporales principales en cada tomógrafo analizado y cinco procedimientos intervencionistas. Debido a que el tomógrafo Siemens Biograph mCT se dedica especialmente a estudios PET, la información sobre algunos procedimientos no fue suficiente para ser incluida en este estudio. La figura 6.3 muestra los diferentes valores de

Tabla 6.1: Parámetros clínicos usados por los tomógrafos estudiados en las principales regiones del cuerpo analizadas.

Región anatómica	Tomógrafo	kVp (V)	mA·s	pitch	Tiempo de rotación (s)
Cabeza	Aquillion ONE	120	235	0.6	0.6
	Biograph mCT	120	250	0.6	0.8
	Light Speed VCT	120	250	0.5	1.0
Cuello	Aquillion ONE	120	100	0.8	0.5
	Biograph mCT	120	400	0.5	0.8
	Light Speed VCT	120	400	0.9	0.6
Tórax	Aquillion ONE	100	250	1.4	0.5
	Biograph mCT	120	400	0.5	0.8
	Light Speed VCT	120	500	0.9	1.0
Abdomen	Aquillion ONE	120	200	0.8	0.5
	Biograph mCT	120	250	1.0	0.5
	Light Speed VCT	120	250	1.4	0.8
Extremidades	Aquillion ONE	100	100	0.6	0.5
	Biograph mCT	100	100	0.5	0.5
	Light Speed VCT	100	120	0.5	0.8

producto dosis longitud obtenidos directamente de los tomógrafos analizados.

Por último la figura 6.4 muestra los valores finales de dosis efectiva calculados a partir de los coeficientes k y k_i en procedimientos rutinarios e intervecionistas respectivamente. Las barras de error y las líneas centrales entre estas (fig. 6.2 y fig. 6.3) muestran los valores máximo, mínimo y la media respectivamente. La tabla A.1 (anexo A) muestra el procedimiento de cálculo realizado que utiliza la ecuación (4.9) para obtener la dosis efectiva en los 30 protocolos seleccionados para los tomógrafos utilizados. En cada caso se obtuvo la *media* de los valores registrados para cada estudio y con esta se obtuvo la dosis efectiva (media) a partir de los coeficientes k [16, 80, 81] y k_i [76]. Las figuras 6.2, 6.3 y 6.4 muestran además los niveles diagnósticos de referencia DRL (*Diagnostic Reference Levels*) tomados de la *Comisión Europea* (EU)[78] y del *American College of Radiology* (ACR)[79] publicados en el 2014 y 2016 respectivamente. Los valores de dosis efectiva de referencia mostrados en la figura 6.4 fueron obtenidos usando los mismos coeficientes k utilizados para transformar DLP a DE con el método descrito por la ecuación (4.9). Por simplicidad y para una mejor visualización y representación de los datos, el valor DRL de índice de dosis, $CTDI_{vol}$ proporcionado por la Comisión Europea (25mGy en abdomen) fue omitido (figura 6.2). Por otra parte, el valor orientativo de índice de dosis $CTDI_{vol}$ para cuello no son reportados por la Comisión Europea así como valores orientativos para estudios en extremidades y fluoroCT.

Como se observa en la figura 6.2, los valores de índice de dosis CT en todos los casos son mayores en el tomógrafo GE Light Speed VCT en relación con los tomógrafos de Toshiba y Siemens. De la misma forma, se observa que el producto dosis longitud (figura 6.3) tiene un comportamiento similar con valores mayores para el tomógrafo de GE.

De la tabla A.1 y la figura 6.4 se observa finalmente que la mayor contribución a la dosis en estudios de tomografía computarizada la aporta el tomógrafo GE Light Speed VCT. La razón de esta diferencia en la dosis efectiva se debe a los modelos de dichos tomógrafos. Los sistemas tomográficos modernos cuentan con sofisticados algoritmos de reducción de dosis como el AIDR3DTM de Toshiba en conjunto con la eficiencia de sus detectores.

Como se mencionó anteriormente, los procedimientos intervencionistas sólo se realizan en el tomógrafo Toshiba Aquillion ONE. Para este tipo de procedimientos, en general, la mayor contribución a la dosis total la aportan estudios en modo helicoidal o secuencial realizados antes o después del mismo procedimiento. La dosis total aportada en modo intermitente (sin movimiento de la mesa) se mantienen en un rango pequeño (5-8.6mSv) para todos los procedimientos (figura 6.4). Estos procedimientos intervencionistas proveen métodos de tratamiento y

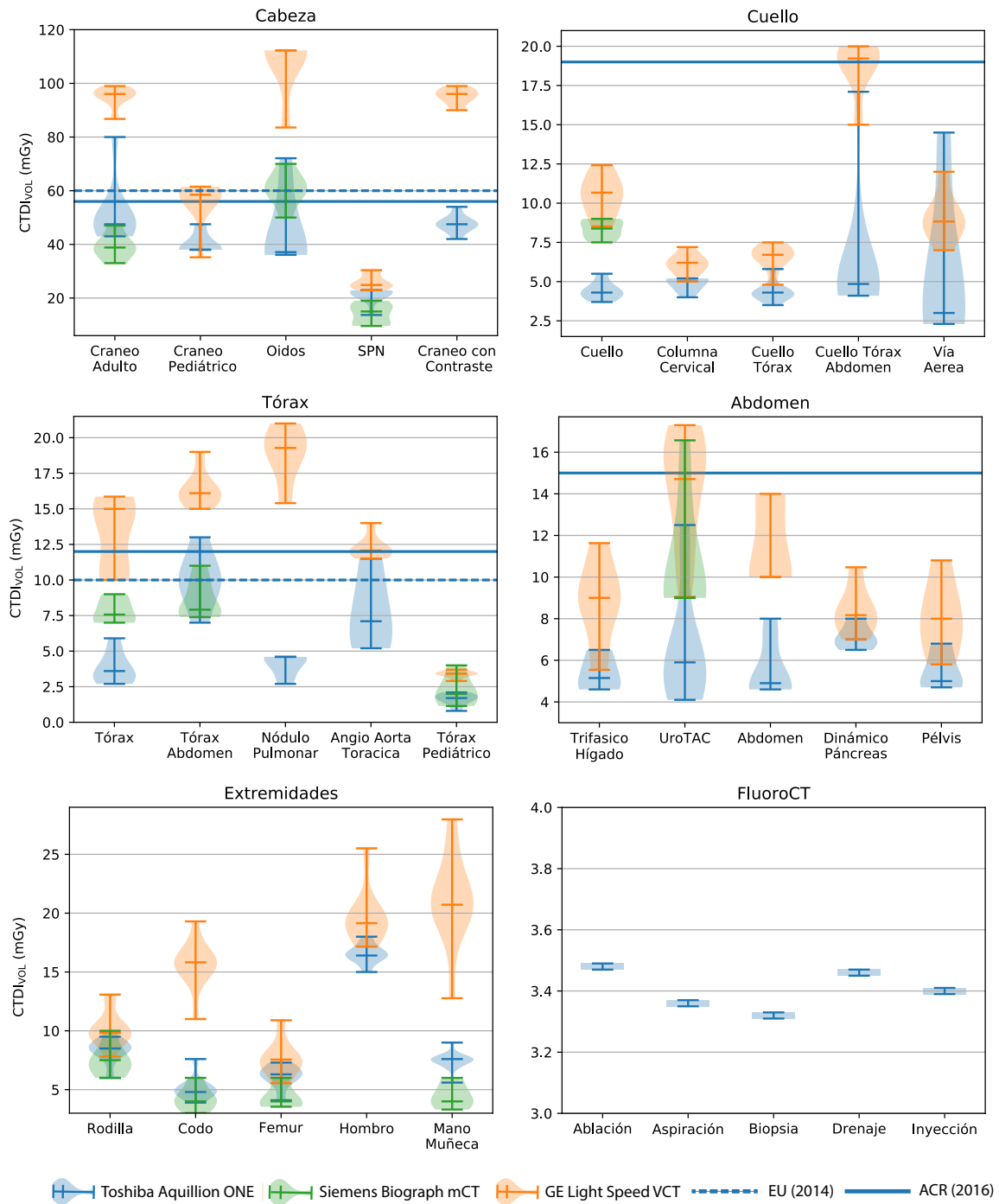


Figura 6.2: Índice de dosis CTDI_{vol} (mGy) para los tomógrafos analizados. Los niveles diagnósticos de referencia (DRL) publicados por la *Comisión Europea* (EU)[78] y el *American College of Radiology* (ACR)[79] se muestran como líneas discontinuas y continuas respectivamente.

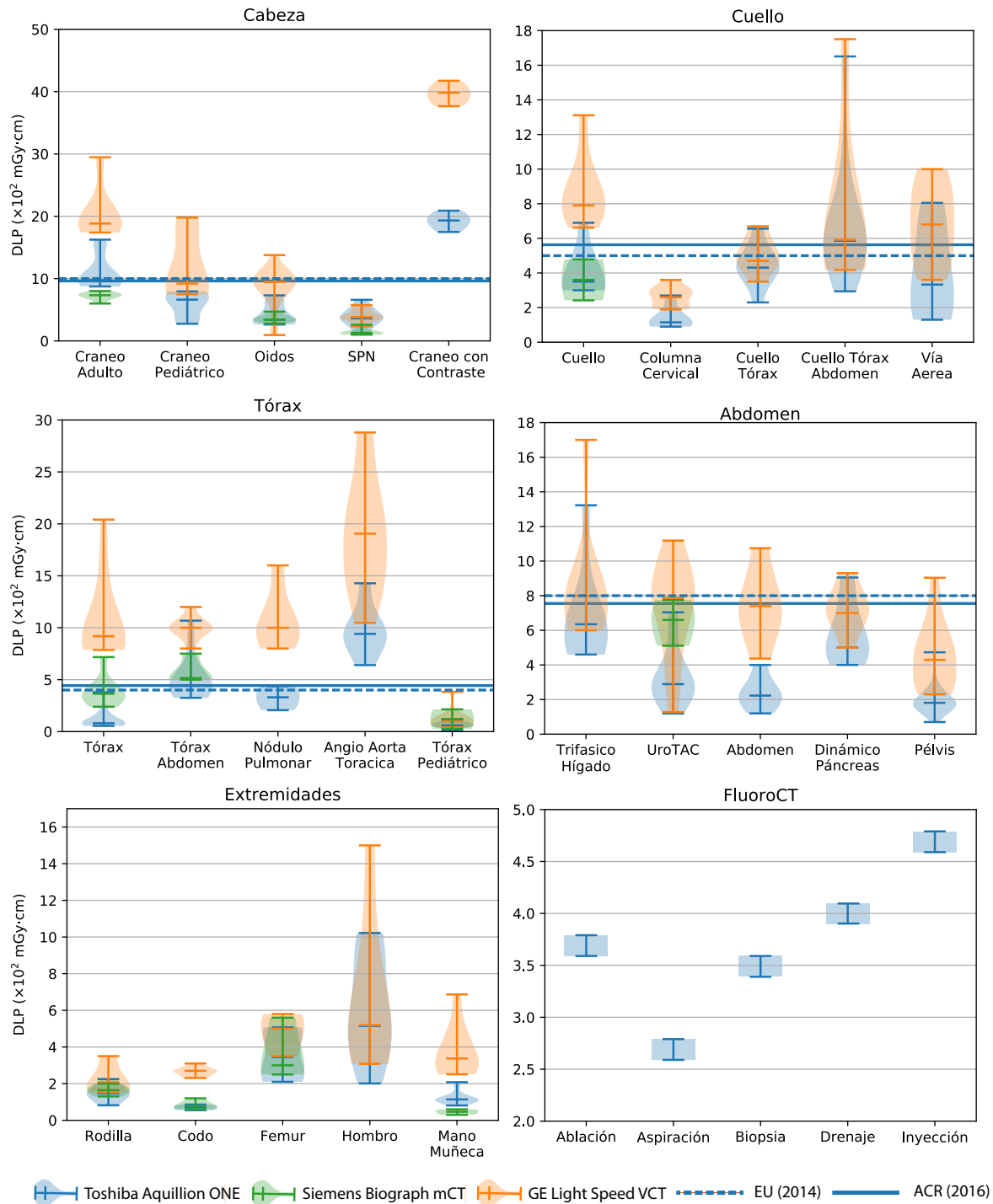


Figura 6.3: Producto dosis longitud DLP ($\times 10^2 \text{ mGy}\cdot\text{cm}$) para los tomógrafos analizados. Los niveles diagnósticos de referencia (DRL) publicados por la *Comisión Europea* (EU)[78] y el *American College of Radiology* (ACR)[79] se muestran como líneas discontinuas y continuas respectivamente.

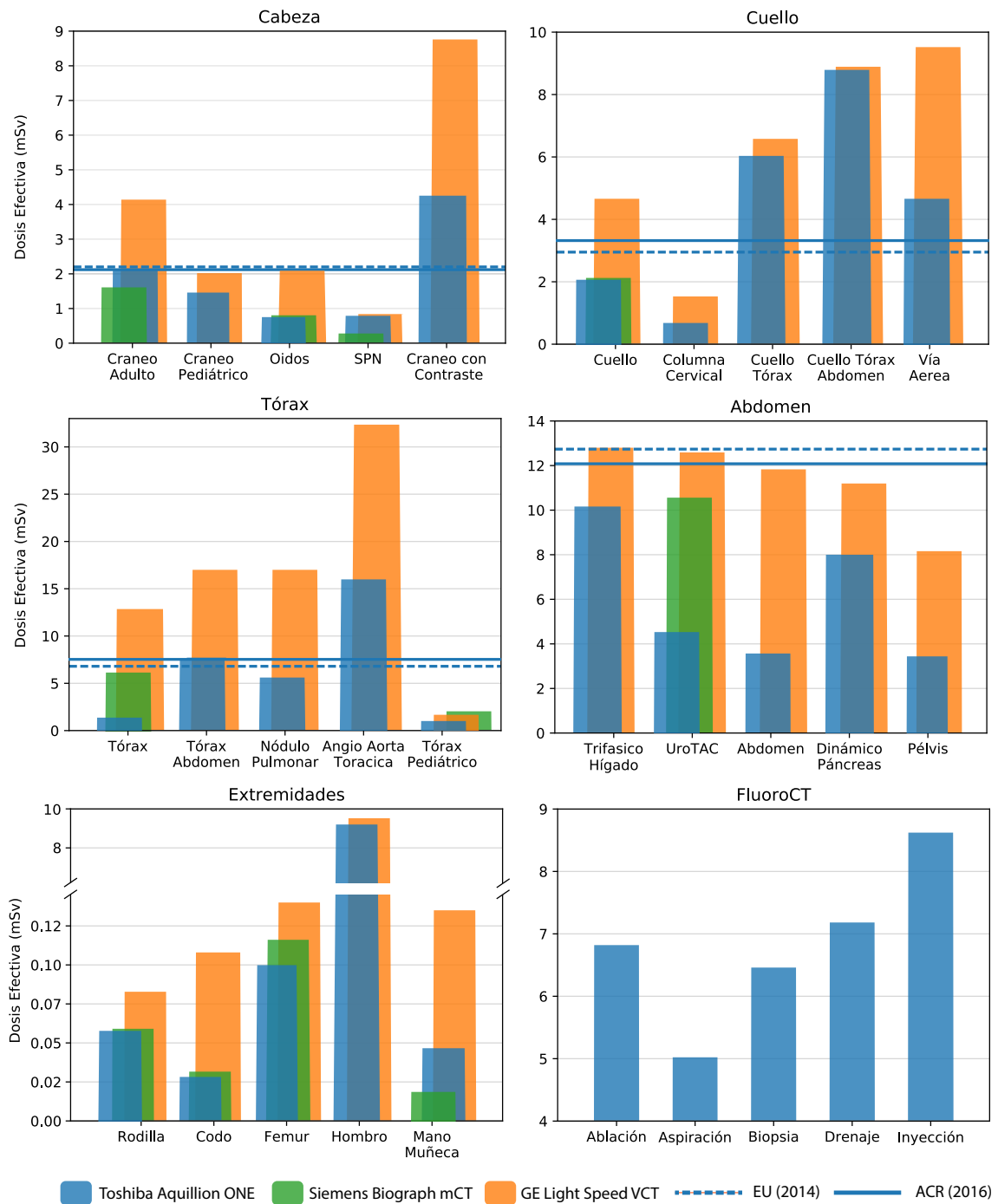


Figura 6.4: Dosis efectiva (mSv) calculada a partir de los factores de conversión k y k_i para procedimientos rutinarios e intervencionistas respectivamente. Los niveles diagnósticos de referencia (DRL) publicados por la *Comisión Europea* (EU)[78] y el *American College of Radiology* (ACR)[79] se muestran como líneas discontinuas y continuas respectivamente.

diagnósticos que son mínimamente invasivos y económicos para varios propósitos clínicos. La tomografía computarizada juega un rol fundamental en estos procedimientos pues provee una guía de imagen precisa a los operadores. Dado que generalmente se requieren exploraciones repetidas sobre la misma anatomía, los niveles de radiación asociados con estas tomografías pueden ser más altos que los asociados con las tomografías computarizadas de rutina. En este estudio, los riesgos de efectos deterministas (eritema cutáneo o depilación) son muy bajos, ya que no se observó que las dosis observadas de piel excedieran el umbral de eritema transitorio en piel (2Gy)[76], incluso para los procedimientos de dosis más altas. Al igual que con cualquier otro examen CT, la idoneidad clínica de la tomografía computarizada en procedimientos intervencionistas debe considerarse de acuerdo al riesgo versus el beneficio. La información obtenida en imágenes CT es crítica para el éxito del procedimiento, proporcionando a los operadores una visualización directa de la anatomía del paciente, así como los instrumentos para asegurar un correcto posicionamiento. La precisión y la seguridad son fundamentales en los procedimientos intervencionistas puesto que los errores pueden tener consecuencias graves, como un diagnóstico inexacto (e.g., biopsia o aspiración, que no disciernen la anomalía patológica), terapias incompletas o daño a tejidos y órganos críticos adyacentes. De todo esto, se observa que los beneficios de los procedimientos CT intervencionistas superan el riesgo de radiación potencial comparados con otros procedimientos médicamente justificados. Además, incluso durante procedimientos largos, la dosis en piel están muy por debajo del umbral en el que se han observado lesiones transitorias en la piel ($\approx 2\text{Gy}$). Sin embargo, es esencial entender los niveles potenciales de dosis que se podrían ser administrados y monitorear la dosis en piel a determinadas regiones, observando de cerca el valor de CTDI_{vol} mostrado. Todas las prácticas deben evaluar cuidadosamente los niveles de dosis y la calidad de la imagen que se utiliza para diversos tipos de procedimientos.

La tabla A.1 muestra además que, entre otras, las zonas del cuerpo que reciben menor dosis en exámenes de tomografía computarizada son las extremidades. Esto se debe a que las extremidades del cuerpo presentan una menor radiosensitividad en relación con otras partes del cuerpo (médula osea, colon, pulmones $\text{estómago}=0.12$; superficie ósea, piel= 0.01)[80].

Los resultados de este estudio refuerzan el hecho de que la dosis efectiva es un parámetro *derivado* que se calcula a través de varios pasos y aproximaciones y se debe entender como una estimación del riesgo biológico relativo debido a una determinada cantidad de radiación[82]. Dependiendo de qué factores de conversión k y factores de ponderación de tejido se usan, la dosis efectiva puede variar substancialmente.

La comparación de los niveles orientativos[79, 78] con los niveles institucionales de la Fundación Valle del Lili (ver figura 6.4) muestra que las dosis efectivas por protocolo varían entre 0.3-26mSv con relación a los valores institucionales obtenidos, donde las mayores variaciones corresponden a protocolos en la región del tórax y las menores a protocolos de cráneo. Esto se explica por el hecho de que los índices de dosis y sus correspondientes productos dosis longitud presentan variaciones mayores en esta zona del cuerpo por la variedad de texturas corporales en los pacientes estudiados.

Los valores orientativos de dosis efectiva para exámenes en extremidades no se reportan principalmente por la pequeña radiosensitividad que presentan estas zonas del cuerpo (figura 6.4) lo que repercute directamente en diferencias significativas en la implementación de técnicas tomográficas en diferentes centros de imagenología alrededor del mundo. Por otro lado, se debe tener en cuenta que los valores DRL reportados internacionalmente no deben verse como dosis *objetivo* y sólo sirven con fines de comparación. Estos deben ser usados para determinar si los índices de dosis de un centro de imagenología son *inusualmente* altos y se proveen para incentivar clínicas y hospitales nacionales e internacionales a optimizar sus técnicas tomográficas y de esta forma alcanzar niveles similares o menores a los reportados en los casos en que estos sean significativamente más altos. La comparación de valores de dosis efectiva se debe realizar idealmente con encuestas regionales pues estos estimados dependen fuertemente de la población estudiada.

6.1.1 Algunos aspectos importantes sobre el $CTDI_{vol}$ Las siguientes son algunas recomendaciones acerca de cómo se deben interpretar las métricas CTDI en la práctica clínica y algunas recomendaciones para asistencia a los radiólogos en la estimación de dosis basados en las métricas reportadas por los fabricantes.

El $CTDI_{vol}$ y el DLP son los únicos parámetros de dosis CT que se pueden interpretar universalmente. Los protocolos CT que especifican sólo kilovoltaje pico y miliampere segundo son muy pobres indicadores de la dosis a pacientes. Todos los protocolos deben especificar tanto el $CTDI_{vol}$ como el DLP.

Todos los radiólogos deben revisar el $CTDI_{vol}$ y el DLP predefinidos por el fabricante durante la instalación de un nuevo escáner CT. Los radiólogos también deben revisar estos datos cuando se hacen las modificaciones a protocolos pre establecidos.

Los radiólogos tienen la última responsabilidad de elegir qué valores de $CTDI_{vol}$ se van a utilizar para examinar a cualquier paciente. La cantidad apropiada de $CTDI_{vol}$ a usar en cualquier examen depende de las características del paciente (es decir, edad y / o tamaño), así como de la tarea diagnóstica propuesta. Una

forma sencilla de reducir CTDI_{vol} es reducir el amperaje. Una reducción del 25 % en el milliamperere reducirá el CTDI_{vol} y la dosis del paciente en un 25 %. Otros ajustes podrían incluir un cambio en el voltaje pico (kVp).

El radiólogo debe revisar los datos de CTDI_{vol} y DLP en el sistema PACS mientras se interpretan las imágenes por tomografía computarizada, lo que permite identificar una desviación inesperada de la técnica o del protocolo, un mal funcionamiento del equipo o dosis a pacientes inesperadamente altas.

Los radiólogos pueden usar datos de DLP de exámenes CT para estimar la dosis efectiva del paciente. Estas dosis ponen a las tomas de CT en una perspectiva útil y permite comparaciones directas de las dosis CT con otros tipos de exámenes radiológicos, exposiciones naturales de fondo y límites de dosis reglamentarios.

Este trabajo describe un método muy práctico para proporcionar a los usuarios de CT una estimación confiable de las dosis efectivas en pacientes adultos utilizando el DLP que se muestra en la consola CT al final de cada examen. El conocimiento de las dosis efectivas de cada paciente permitirá a todas las partes interesadas en CT, incluidos los pacientes, comprender mejor la cantidad de radiación que reciben en una prueba diagnóstica y será una valiosa herramienta para minimizar las dosis de muchos pacientes en esta modalidad de imagen. La dosis efectiva en CT podría compararse con una gama de dosis efectiva de referencia, incluyendo radiación de fondo natural (cósmica, terrestre e interna) de 1 mSv por año y la exposición promedio de radón en países como Estados Unidos de 2 mSv por año. La exposición a la radiación asociada a CT ha aumentado sustancialmente en las últimos dos décadas y es necesario emprender esfuerzos para minimizar la exposición a la radiación de esta técnica, incluyendo la reducción de los estudios innecesarios, la reducción de la dosis por estudio y la reducción de la dosis en los pacientes y las instalaciones. Se requieren adicionalmente más estudios que incluyan resultados de los pacientes para ayudar a definir cuándo la tomografía computarizada produce el mayor beneficio y cuándo estos estudios pueden no tener ningún impacto, cuando el riesgo de radiación puede ser mayor que el beneficio esperado de los exámenes. Comprender las exposiciones a la radiación médica a través de estudios clínicos reales es un primer paso crucial hacia el desarrollo de estrategias razonables para minimizar las exposiciones innecesarias.

6.2 Índice de Dosis en Tomografía Computarizada

Para la verificación experimental del índice de dosis volumétrico se utilizó el fantoma de dosimetría CT (§ 5.2.1) y la cámara de ionización en conjunto con la unidad base (§ 5.2.2; § 5.2.3) para cada uno de los tomógrafos. La tabla 6.2 muestra la configuración de detectores seleccionada ($N \times T$) en cada geometría

tomográfica particular (Toshiba, GE o Siemens). En cada caso se registró el promedio de lecturas de dosis obtenidas para un barrido único con la cámara ubicada en el centro del fantoma $\overline{D_c}$, y en la periferia $\overline{D_p}$. El estimado de índice de dosis en el centro $\text{CTDI}_{100,c}$ y en la periferia $\text{CTDI}_{100,p}$ de los fantasmas (fig. 5.2a y b) se calculó utilizando la ecuación (5.1) con $L = 100\text{mm}$. Finalmente, utilizando la ecuación (4.5) se calcula el índice de dosis ponderado CTDI_w . Debido a que todas las medidas se realizaron en modo axial (pitch=1), el índice de dosis ponderado coincide con el índice de dosis volumétrico (eq. (4.6) con $NT = I$). La tabla 6.2 muestra además el promedio de lecturas de dosis $\overline{D_{\text{air}}}$, obtenidas con el montaje ilustrado en la figura 5.2c, así como el índice de dosis CT en aire CTDI_{air} calculado a partir de (5.2). En todos los casos se seleccionó un voltaje del tubo de 120kV; corriente 200mA; tiempo de rotación 0,5s y se desactivaron todas las técnicas de reducción de dosis. Las diferencias porcentuales entre el valor medido y el reportado por cada fabricante fueron de 3.7 %, 9.2 % y 6.2 % para los tomógrafos de Toshiba, GE y Siemens respectivamente. Estas diferencias no superan el 20 % recomendado por el protocolo de aseguramiento de la calidad en tomografía computarizada de la Agencia Internacional de Energía Atómica[83].

6.3 Comportamiento de tasa de dosis en adquisiciones axiales

Utilizando la cámara de ionización y la unidad base se estudió además el comportamiento de las curvas de tasa de dosis en las diferentes condiciones de adquisición (ver tabla 6.2) para los tomógrafos seleccionados. La figura (6.5) muestra las diferentes curvas de tasa de dosis obtenidas con el software de análisis incorporado (X2 View) y la cámara posicionada en aire (ver fig. 5.2c) y en tres aberturas diferentes del fantoma (ver fig. 5.2a,b). En cada caso, se observa que el

Tabla 6.2: Valores promedio de dosis registrados en aire y en el fantoma CT así como valores de índice de dosis CTDI calculados y reportados en las consolas de los tomógrafos.

Tomógrafo	N	T (mm)	$\overline{D_{\text{air}}}$ (mGy)	CTDI_{air} (mGy)	$\overline{D_c}$ (mGy)	$\overline{D_p}$ (mGy)	CTDI_w (mGy)	* CTDI_{vol} (mGy)	% diff.
Toshiba	2	5	8.25	82.5	2.14	5.35	38.52	40.0	3.7
GE	4	2.5	9.32	93.2	3.01	6.41	47.49	52.3	9.2
Siemens	4	2.4	9.05	94.3	2.21	4.81	36.96	39.4	6.2

*Índice de dosis CT volumétrico reportado por cada fabricante.

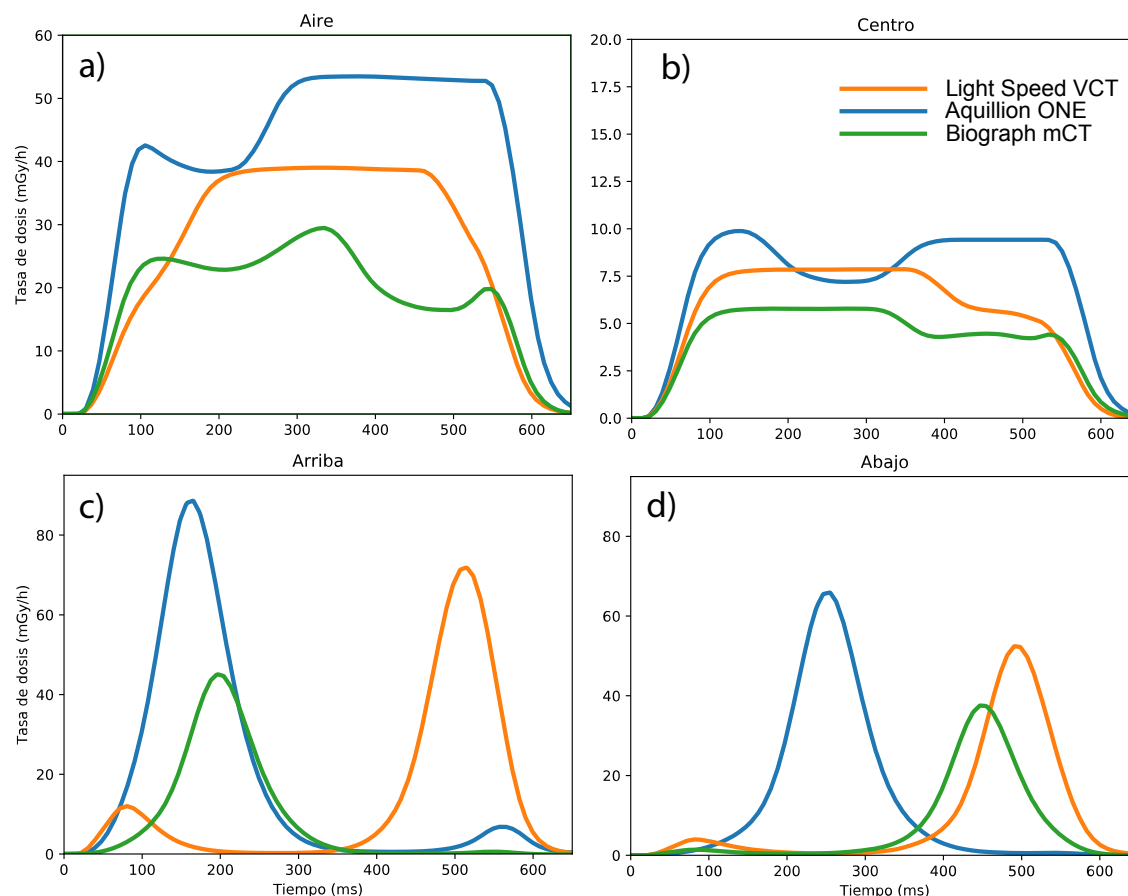


Figura 6.5: Curvas de tasa de dosis obtenidas con la cámara de ionización en (a) aire y con el fantoma de dosimetría CT en el (b) centro, (c) periferia arriba y (d) periferia abajo para los tomógrafos estudiados.

tiempo de adquisición seleccionado en la consola de cada equipo (0,5s) difiere en un 20 % con los tiempos de exposición total observados ($\approx 0,6s$). Esto se debe a que la configuración tomográfica de cada sistema se asegura de producir un haz de radiación continuo durante 500ms, a pesar de que requiere un tiempo inicial de encendido y uno final de apagado que contribuyen al tiempo total medido con la cámara. Las diferencias en los picos de tasa de dosis en la figura (6.5) a) y b) se deben principalmente a las diferencias inherentes en los sistemas de producción rayos X y adquisición de imágenes de los diferentes fabricantes, que indica que aunque las condiciones de adquisición sean similares, estas no garantizan una distribución de dosis similar entre los diferentes sistemas. Por otro lado los valles

que se observan en la figuras 6.5 a) y b) se deben a que durante ese tiempo, el tubo de rayos X permanece a una distancia fija (isocentro del gantry) de la cámara de ionización hasta que se posiciona detrás de la camilla. Mientras que en las figuras (6.5) c) y d), el tubo de rayos X alcanza la posición más cercana a la cámara, lo que produce el pico en la curva de tasa de dosis. Finalmente se observa que los máximos para las mediciones en aire (30-50mGy/h) son mayores que aquellos en el centro del fantoma (5-10 mGy/h) a pesar de que en ambos casos la cámara se encuentra ubicada en el isocentro del gantry. Esto se debe a que el fantoma atenúa parte de la radiación y como resultado, en el isocentro se detectan menos fotones en comparación con la cámara ubicada en aire. Las curvas de tasa de dosis en la figura (6.5) c) y d) muestran que los picos de dosis son mayores cuando la cámara se ubica en la periferia superior del fantoma comparado con la periferia inferior pues en este último, la camilla del tomógrafo actúa como un atenuador entre el tubo y la cámara.

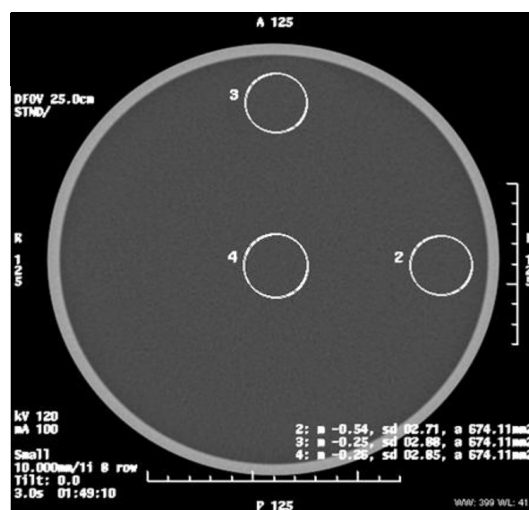
Finalmente, se observa que la posición temporal de los máximos en las figuras 6.5 c) y d) es diferente en cada caso, lo que sugiere que la posición inicial del tubo de rayos X al comenzar la exposición no es constante para diferentes disparos.

6.4 Pruebas de calidad de imagen

6.4.1 Exactitud del número CT Para esta prueba se usó uno de los módulos destinados a medidas de unidades Housfield del fantoma de calidad de imagen provisto por GE Light Speed VCT (ver fig. 4.2). Se utilizó una configuración estándar con parámetros usuales para protocolos de cráneo y un FOV que permitió visualizar el fantoma completo ($\approx 250\text{mm}$). Se seleccionó entonces un ROI de alrededor de 30mm y se midió el valor del número CT. Los resultados de esta prueba son de alrededor de 0.04HU (promediado en varias posiciones del fantoma) lo que indica una buena calibración general del equipo. La tolerancia recomendada para las pruebas del número CT es de $\pm 5\text{HU}$ [83]. Cuando un equipo falla esta prueba (medida del número CT en agua excede $\pm 3\text{HU}$) se debe proceder a recalibrar el equipo a condiciones estándar y repetir la prueba.

La prueba de exactitud del número CT (promedio y desviación estándar) se debe realizar diariamente con el objetivo de asegurar las especificaciones del fabricante del equipo, la uniformidad del campo y el ruido de las imágenes. Una de las posibles causas de desviación del número CT es la descalibración del algoritmo que genera los números CT. Este tipo de problema necesita la acción inmediata de los ingenieros del servicio o del oficial de protección radiológica.

Figura 6.6: Imagen reconstruida del fantoma de calidad de imagen CT. Se utilizaron 3 ROI's de aproximadamente 30mm para evaluar la desviación estándar en cada uno.



6.4.2 Ruido de imagen La figura (6.6) muestra la imagen del fantoma usado para realizar las pruebas de ruido de imagen. Se usó el mismo fantoma descrito en § 6.4.1 y se seleccionaron tres ROI diferentes en la periferia y en el centro del fantoma. Los números CT fueron 0.54 (sd 02.71), 0.25 (sd 02.88) y 0.26 (sd 02.85) para los ROI's 2, 3 y 4 respectivamente. Desviaciones estándar bajas indican bajo ruido, lo cual es deseable para diagnósticos médicos. La prueba de ruido se debe realizar diariamente y se debe llevar un registro para determinar las situaciones en las que se sube mucho el ruido para realizar correcciones preventivas oportunas.

6.5 Parámetros que Afectan la Imagen y Dosis en CT

La figura (6.7) muestra las imágenes del fantoma de dosimetría CT reconstruido para diferentes ajustes de voltaje y amperaje mientras que a su vez, muestra las curvas de tasa de dosis obtenidas con la camara de ionización en la periferia superior del fantoma. De esta figura se puede apreciar que aumentar el voltaje del tubo de rayos X disminuye considerablemente el ruido de la imagen analizada. La comparación de las figuras 6.7b) y 6.7e) muestra que la técnica más efectiva para mejorar la calidad de la imagen es el voltaje sobre el amperaje. Sin embargo, las figuras 6.7c) y 6.7d) muestran la desventaja fundamental de esta característica que es el aumento en la dosis a los pacientes.

En general, el ruido de las imágenes reconstruidas es inversamente proporcional a la corriente del tubo. Mientras la corriente permanece constante, los menores y mayores valores de ruido se observan a 140 y 80kV respectivamente.

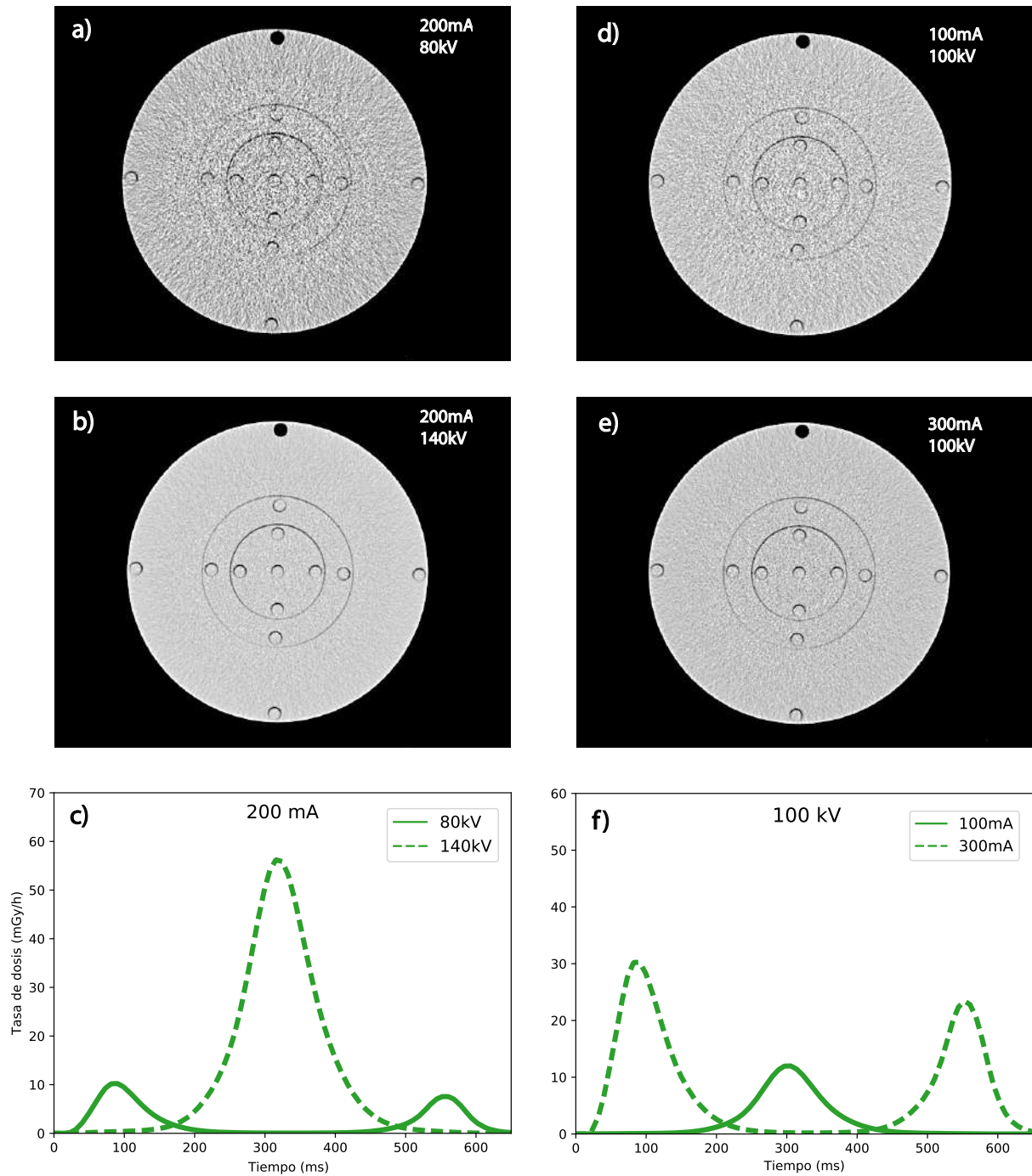


Figura 6.7: Reconstrucción del fantoma de dosimetría CT para diferentes voltajes y amperajes en el tomógrafo Siemens Biograph mCT. **(a)** 200mA y 80kV **(b)** 200mA y 140kV **(c)** tasa de dosis para 80 y 140kV **(d)** 100mA y 100kV **(e)** 300mA y 100kV **(f)** tasa de dosis para 100 y 300mA.

CAPÍTULO 7

Conclusiones

Este trabajo ofrece una introducción completa al análisis de las técnicas fundamentales en estudios de dosimetría y aseguramiento de la calidad en sistemas de tomografía computarizada las cuales son fundamentales en la práctica diaria de todas las instituciones que trabajan con sistemas médicos que producen radiación ionizante.

El análisis retrospectivo muestra que en comparación con la radiografía convencional y otras técnicas de imagen, la contribución a las dosis por tomografía computarizada son altas, aunque estas están generalmente debajo de límite de inducción de efectos determinísticos[84, 85]. Los resultados obtenidos muestran que la tomografía computarizada es actualmente una de los mayores contribuyentes a la dosis poblacional por rayos X en medicina comparada con otras técnicas[86]. Especialmente los protocolos de imagenología que utilizan rastreadores como el ^{18}F -FDG han mostrado estar en el mismo rango de dosis a pacientes que muchos de los procedimientos multifase en tomografía computarizada[87]. A medida que el rol y el uso de las tecnologías CT más rápidas y sofisticadas continúe expandiéndose, es importante que todos los profesionales de la salud adapten protocolos optimizados, especialmente para exploración pediátrica, siguiendo pautas propuestas por su institución para asegurar que se maximice la relación beneficio-riesgo[88, 89, 90].

Por otra parte, este análisis también ha demostrado ser una herramienta muy útil y versátil y puede ser usada en centros clínicos no sólo como un medio de estimar dosis efectiva en múltiples procedimientos de tomografía computarizada, sino también como un medio de monitorear las dosis de radiación en estos pacientes. Adicionalmente, este análisis permite realizar comparaciones con diferentes centros nacionales internacionales, pues se sabe que entre los factores que influyen en las dosis por estudios de tomografía computarizada, están los factores demográficos del tipo de paciente como peso y talla[17].

Las pruebas de aseguramiento de la calidad presentadas en este estudio por su parte, muestran que existe la necesidad de supervisar y monitorear los equipos de imagenología, pues estos son susceptibles a descalibraciones por su uso constante.

Asegurar la calidad de los equipos médicos es una tarea de los radiólogos, físicos médicos y los tecnólogos y debe estar estructurada de una manera clara y concisa. Los resultados de estas pruebas deben ser registradas diariamente para determinar las condiciones estándar de operación y su finalidad siempre será la de garantizar las mejores condiciones de funcionamiento de las máquinas y equipos para así brindar a los pacientes las condiciones de seguridad óptimas en todo momento.

La implementación de los estudios de control y aseguramiento de la calidad en centros de imágenes diagnósticas es una tarea necesaria en centros clínicos de todo el mundo y en Colombia, se han dado pasos importantes hacia el desarrollo de programas de control de calidad de imagen diagnóstica y dosimetría en equipos emisores de radiación, así como el esfuerzo por que estas técnicas estén al nivel de los centros internacionales a través de estudios profundos de dosimetría y optimización de las prácticas lo que nos convierte en un país latinoamericano pionero en el avance y el cuidado de los pacientes a través de la investigación clínica y científica de calidad.

7.1 Perspectivas

Uno de los principales enfoques que surgen, producto de este trabajo, es la implementación de un sistema unificado de registro y monitoreo de dosis de radiación en tiempo real en el servicio de imágenes diagnósticas. Este sistema permitirá identificar aquellos estudios que tienen una dosis proyectada inusualmente alta (según las normativas internacionales) para poder realizar acciones correctivas oportunas y así disminuir accidentes o sobre exposiciones innecesarias a la radiación.

La complejidad de los nuevos sistemas tomográficos y el rápido desarrollo de nuevas tecnologías añade nuevos desafíos para la comunidad científica, sin embargo, el potencial de una mayor reducción de la dosis en CT es evidente[91].

APÉNDICE A

Tabla A.1: Valores CTDI_{vol}, DLP y dosis efectiva (DE) calculados a partir los coeficientes k [16, 80, 81] para los exámenes seleccionados en los tomógrafos analizados.

Examen	Tomógrafo	CTDI _{vol} (mGy)		DLP ($\times 10^2$ mGy-cm)		k (μ Sv/mGy-cm)	DE (mSv)	Fantoma* (cm)
		Rango	Media	Rango	Media			
Craneo Adulto	Aquillion ONE	44.3–81.5	49.2	8.74–16.247	9.758	2.2	2.2	16
	Light Speed VCT	87.6–98.4	93.7	17.39–29.47	18.834	2.2	4.14	16
	Biograph mCT	32.1–48.1	38.6	6.02–8.20	7.33	2.2	1.61	16
Craneo Pediátrico	Aquillion ONE	37.2–49.3	37.6	2.751–7.939	6.62	2.2	1.46	10
	Light Speed VCT	36.1–63.4	58.3	7.48–19.74	9.205	2.2	2.02	10
Oídos	Aquillion ONE	37.4–74.9	38.2	2.637–7.311	3.394	2.2	0.74	16
	Light Speed VCT	86.6–112.7	110.6	3.137–13.764	9.489	2.2	2.09	16
	Biograph mCT	52.3–70.2	60.5	2.80–4.70	3.41	2.2	0.75	16
Senos Paranasales (SPN)	Aquillion ONE	10.4–24.3	23.7	1.166–6.596	3.601	2.2	0.79	16
	Light Speed VCT	24.9–31.7	26.5	2.325–5.748	382.10	2.2	0.84	16
	Biograph mCT	5.4–18.9	11.5	1.03–2.60	1.29	2.2	0.28	16
Craneo con Contraste	Aquillion ONE	43.2–64.4	49.3	17.48–20.90	19.32	2.2	4.25	16
	Light Speed VCT	90.6–98.3	96.4	37.66–41.74	39.82	2.2	8.76	16
Cuello	Aquillion ONE	3.2–5.5	4.3	3.11–6.90	3.50	5.9	2.07	16
	Light Speed VCT	8.4–12.4	10.5	6.62–15.20	13.11	5.9	4.66	16
	Biograph mCT	7.5–9.1	10.7	2.42–4.78	3.60	5.9	2.12	16
Columna Cervical	Aquillion ONE	3.5–5.7	5.0	0.90–2.70	1.14	5.9	0.68	16
	Light Speed VCT	4.9–7.1	6.3	1.90–3.60	2.60	5.9	1.53	16
Cuello Torax	Aquillion ONE	3.1–6.0	3.9	2.30–6.56	4.31	14	6.04	32
	Light Speed VCT	4.9–7.5	6.4	3.50–6.70	4.70	14	6.58	32
Cuello Torax Abdomen	Aquillion ONE	4.2–17.2	4.9	2.94–16.51	5.86	15	8.79	32
	Light Speed VCT	15.0–20.1	19.1	4.18–19.51	5.92	15	8.89	32
Via Aerea	Aquillion ONE	2.1–14.5	3.1	1.30–8.05	3.33	14	4.66	32
	Light Speed VCT	6.5–11.6	8.6	3.60–10.1	6.80	14	9.52	32
Torax	Aquillion ONE	2.6–6.1	3.3	0.55–3.79	0.81	17	1.37	32
	Light Speed VCT	10.0–15.9	15.1	7.86–20.41	9.18	14	12.85	32
	Biograph mCT	6.9–9.2	7.6	2.39–7.17	3.65	17	6.19	32
Tórax Abdomen	Aquillion ONE	7.1–13.2	7.4	3.25–10.68	4.47	17	7.59	32
	Light Speed VCT	15.0–19.2	16.1	8.05–12.09	10.00	17	17.00	32
	Biograph mCT	7.4–11.1	8.0	5.00–7.50	5.15	17	8.75	32
Nodulo Pulmonar	Aquillion ONE	2.7–4.8	4.6	2.06–4.36	3.30	17	5.61	32
	Light Speed VCT	15.2–22.4	18.6	8.00–16.00	10.00	17	17.00	32
Angio aorta toracica	Aquillion ONE	5.2–11.5	6.1	6.40–14.28	9.41	17	15.90	32
	Light Speed VCT	11.4–14.2	12.1	10.47–28.80	19.05	17	32.39	32
Torax Pediátrico	Aquillion ONE	1.1–2.2	1.2	0.12–1.50	0.595	17	1.01	16
	Light Speed VCT	2.8–3.4	3.0	0.41–3.83	0.98	17	1.67	16
	Biograph mCT	1.4–4.5	2.1	0.26–2.14	1.20	17	2.04	16
Hígado trifásico	Aquillion ONE	4.4–6.5	5.2	4.60–13.22	6.35	16	10.16	32
	Light Speed VCT	5.6–11.7	8.9	6.00–17.00	8.00	16	12.80	32
uroTAC	Aquillion ONE	4.2–12.4	5.9	1.19–7.04	2.89	16	4.53	32
	Light Speed VCT	9.2–17.6	14.7	1.27–11.18	7.87	16	12.59	32
	Biograph mCT	9.1–16.5	9.6	5.11–7.75	6.60	16	10.56	32
Abdomen	Aquillion ONE	4.7–8.0	5.2	1.20–4.00	2.23	16	3.56	32
	Light Speed VCT	10.1–14.0	10.6	4.37–10.74	7.39	16	11.83	32
Dinámico Páncreas	Aquillion ONE	6.6–8.1	7.1	4.00–9.05	5.00	16	8.00	32
	Light Speed VCT	7.2–10.6	8.3	5.00–9.30	7.00	16	11.2	32
Pelvis	Aquillion ONE	4.8–6.9	5.2	0.7–4.73	1.81	19	3.44	32
	Light Speed VCT	5.9–11.2	8.0	2.30–9.03	4.29	19	8.16	32
Rodilla	Aquillion ONE	5.9–9.4	8.1	0.82–2.25	1.47	0.4	0.06	32
	Light Speed VCT	7.2–13.5	9.7	1.53–3.50	2.07	0.4	0.08	32
	Biograph mCT	5.9–10.1	6.9	1.30–2.00	1.64	0.4	0.06	32
Codo	Aquillion ONE	2.8–7.8	4.8	0.55–0.86	0.70	0.4	0.03	32
	Light Speed VCT	11.2–19.1	16.2	2.31–3.10	2.70	0.4	0.11	32
	Biograph mCT	3.1–6.7	4.3	0.60–1.20	0.79	0.4	0.03	32
Femur	Aquillion ONE	4.1–8.2	6.9	1.20–6.5	2.50	0.4	0.10	32
	Light Speed VCT	5.9–12.1	7.5	5.2–11.3	3.50	0.4	0.14	32
	Biograph mCT	3.3–6.9	4.5	2.1–6.5	2.90	0.4	0.12	32
Hombro	Aquillion ONE	15.1–17.2	16.2	2.01–10.22	5.15	18	9.27	32
	Light Speed VCT	15.4–25.4	19.7	3.08–15.00	5.19	18	9.35	32
Mano Muñeca	Aquillion ONE	5.6–8.5	7.6	0.81–2.08	1.14	0.4	0.05	32
	Light Speed VCT	13.6–26.7	21.4	2.51–6.87	3.37	0.4	0.14	32
	Biograph mCT	3.2–6.3	3.8	0.30–0.60	0.47	0.4	0.02	32
Ablación Aspiración Biopsia Drenaje Inyección	Aquillion ONE	--	3.5	--	3.79	18	6.82	32
		--	3.3	--	2.79	18	5.02	32
		--	3.3	--	3.59	18	6.46	32
		--	3.5	--	3.99	18	7.18	32
		--	3.4	--	4.79	18	8.62	32

*Diámetro del fantoma de polimetilmetacrilato (PMMA) utilizado en dosimetría CT.

Bibliografía

- [1] Fred A Mettler Jr, Philip W Wiest, Julie A Locken, and Charles A Kelsey. Ct scanning: patterns of use and dose. *Journal of radiological Protection*, 20(4):353, 2000.
- [2] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and effects of ionizing radiation. UNSCEAR 1996. report to the general assembly, with scientific annex. 1996.
- [3] G Aubrecht et al. A teachers guide to the nuclear science wall chart. *Contemporary Physics Education Project*, 2003.
- [4] William R Hendee, F Marc Edwards, and David Bodansky. Health effects of exposure to low-level ionizing radiation. *Physics Today*, 49:66, 1996.
- [5] MM Rehani et al. Ct: caution on radiation dose. *Indian Journal of Radiology and Imaging*, 10(1):19, 2000.
- [6] Sandy Raeburn. Radiation doses in computed tomography. *Bmj*, 320:593–4, 2015.
- [7] Jae-Yeon Hwang, Kyung-Hyun Do, Dong Hyun Yang, Young Ah Cho, Hye-Kyung Yoon, Jin Seong Lee, and Hyun Jung Koo. A survey of pediatric ct protocols and radiation doses in south korean hospitals to optimize the radiation dose for pediatric ct scanning. *Medicine*, 94(50):e2146–e2146, 2015.
- [8] David T Schwartz. Counter-point: are we really ordering too many ct scans? *Western Journal of Emergency Medicine*, 9(2):120, 2008.
- [9] David J Brenner and Eric J Hall. Computed tomography—an increasing source of radiation exposure. *New England Journal of Medicine*, 357(22):2277–2284, 2007.
- [10] Amy Berrington de González, Mahadevappa Mahesh, Kwang-Pyo Kim, Mythreyi Bhargavan, Rebecca Lewis, Fred Mettler, and Charles Land. Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the united states in 2007. *Archives of internal medicine*, 169(22):2071–2077, 2009.
- [11] Reglamento de protección y seguridad radiológica. *Ministerio de Minas y Energía*, 2002.

- [12] Resolución número 00002002 de 2014. *Ministerio de Salud y Protección Social*, 2014.
- [13] Sven Prevrhal, Klaus Engelke, and Willi A Kalender. Accuracy limits for the determination of cortical width and density: the influence of object size and ct imaging parameters. *Physics in medicine and biology*, 44(3):751, 1999.
- [14] Georg Stamm and Hans Dieter Nagel. Ct-expo—a novel program for dose evaluation in ct. *RoFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin*, 174(12):1570–1576, 2002.
- [15] Bernhard Bischoff, Franziska Hein, Tanja Meyer, Martin Hadamitzky, Stefan Martinoff, Albert Schömig, and Jörg Hausleiter. Impact of a reduced tube voltage on ct angiography and radiation dose: results of the PROTECTION I study. *JACC: Cardiovascular Imaging*, 2(8):940–946, 2009.
- [16] Walter Huda, Kent M Ogden, and Mohammad R Khorasani. Converting dose-length product to effective dose at ct 1. *Radiology*, 248(3):995–1003, 2008.
- [17] JJ DeMarco, CH Cagnon, DD Cody, DM Stevens, Cynthia H McCollough, M Zankl, E Angel, and MF McNitt-Gray. Estimating radiation doses from multi-detector ct using monte carlo simulations: effects of different size voxelized patient models on magnitudes of organ and effective dose. *Physics in medicine and biology*, 52(9):2583, 2007.
- [18] James E. Martin. *Physics for radiation protection*. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co., 2013.
- [19] Des McMorro and Jens Als-Nielsen. *Elements of Modern X-Ray Physics*. John Wiley & Sons, Incorporated, 2011.
- [20] James E. Martin. *Physics for radiation protection: a handbook*. Wiley-VCH, 2008.
- [21] Ludwig Bergmann, Wilhelm Raith, and Clemens Schäfer. *Elektromagnetismus*, volume 2. Walter de Gruyter, 1999.
- [22] John C Russ. *Fundamentals of Energy Dispersive X-Ray Analysis: Butterworths Monographs in Materials*. Butterworth-Heinemann, 2013.
- [23] J Anthony Seibert and John M Boone. X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists. *Journal of nuclear medicine technology*, 33(1):3–18, 2005.
- [24] Thorsten M Buzug. *Computed tomography: from photon statistics to modern cone-beam CT*. Springer Science & Business Media, 2008.

- [25] Frank Krumeich. Properties of electrons, their interactions with matter and applications in electron microscopy. *Laboratory of Inorganic Chemistry*, 19:3–08, 2011.
- [26] CA Lascalea, J Panella, and MM Marques. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (cbct-newtom). *Dentomaxillofacial Radiology*, 2014.
- [27] L Kocsis, P Herman, and A Eke. The modified beer–lambert law revisited. *Physics in medicine and biology*, 51(5):N91, 2006.
- [28] Horst Aichinger, Joachim Dierker, Sigrid Joite-Barfuß, and Manfred Säbel. *Radiation exposure and image quality in X-ray diagnostic radiology: physical principles and clinical applications*. Springer Science & Business Media, 2011.
- [29] Frank Herbert Attix. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley & Sons, 2008.
- [30] JH Hubbell. Review of photon interaction cross section data in the medical and biological context. *Physics in medicine and biology*, 44(1):R1, 1999.
- [31] MJ Berger and SM Seltzer. Xcom photon cross sections. *Version 3.1, NISTIR*, 1999.
- [32] Robert Martin Eisberg, Robert Resnick, Susan M Lea, and John Robert Burke. *Modern Physics*. New York: John Wiley and Sons, 1961.
- [33] Louis Marchildon. Dirac’s relativistic equation. In *Quantum Mechanics*, pages 337–359. Springer, 2002.
- [34] Robley D Evans. Compton effect. In *Corpuscles and Radiation in Matter II/Korpuskeln und Strahlung in Materie II*, pages 218–298. Springer, 1958.
- [35] Gopal B Saha. *Physics and radiobiology of nuclear medicine*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [36] Martin J Berger, JH Hubbell, SM Seltzer, J Chang, JS Coursey, Ry Sukumar, DS Zucker, and K Olsen. Xcom: Photon cross sections database. *NIST Standard reference database*, 8(1):3587–3597, 1998.
- [37] Paul Delahay and Kathrin Von Burg. Photoelectron emission spectroscopy of liquid water. *Chemical Physics Letters*, 83(2):250–254, 1981.
- [38] Karen M Mudry, Robert Plonsey, and Joseph D Bronzino. *Biomedical imaging*. CRC press, 2003.

- [39] Glenn F Knoll. Photomultiplier tubes and photodiodes. *Radiation Detection and Measurement (3rd Edition)*, Wiley, pages 265–306, 1999.
- [40] Steve Webb. Historical experiments predating commercially available computed tomography. *The British journal of radiology*, 65(777):835–837, 1992.
- [41] Frank Natterer. *The mathematics of computerized tomography*. SIAM, 2001.
- [42] Joao Seco, Ben Clasie, and Mike Partridge. Review on the characteristics of radiation detectors for dosimetry and imaging. *Physics in medicine and biology*, 59(20):R303, 2014.
- [43] Robin Hill, Brendan Healy, Lois Holloway, Zdenka Kuncic, David Thwaites, and Clive Baldock. Advances in kilovoltage x-ray beam dosimetry. *Physics in medicine and biology*, 59(6):R183, 2014.
- [44] Thorsten M. Buzug. *Computed Tomography*. Springer Verlag, 2008.
- [45] Ernest Rutherford. An electrical method of counting the number of α -particles from radio-active substances. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Containing Papers of a Mathematical and Physical Character*, 81(546):141–161, 1908.
- [46] Margie A Hunt, Michael J Zelefsky, Suzanne Wolden, Chen-Shou Chui, Thomas LoSasso, Kenneth Rosenzweig, Lanceford Chong, Spiridon V Spirou, Lisa Fromme, Moira Lumley, et al. Treatment planning and delivery of intensity-modulated radiation therapy for primary nasopharynx cancer. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 49(3):623–632, 2001.
- [47] G Grossmann. Procédé et dispositif pour la représentation radiographique des sections des corps. *Französisches Patent*, 771887, 1934.
- [48] Ujjal Kumar Bhowmik. *Marker-based head motion measurement system to mitigate motion artifacts in three-dimensional cone-beam tomography*. PhD thesis, The University of Alabama in Huntsville, 2012.
- [49] Willi A Kalender. *Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications*. John Wiley & Sons, 2011.
- [50] SH Fox. A review of available solid state ct detector materials. *General Electric Comp Publ*, pages 97–5175, 1997.
- [51] AV Lakshminarayanan. *Reconstruction from divergent ray data*. State University of New York (Buffalo). Department of Computer Science, 1975.

- [52] Hiroshi Nishimura and Osamu Miyazaki. Ct system for spirally scanning subject on a movable bed synchronized to x-ray tube revolution, December 6 1988. US Patent 4,789,929.
- [53] Robert Cierniak. Technical concepts of x-ray computed tomography scanners. In *X-Ray Computed Tomography in Biomedical Engineering*, pages 21–62. Springer, 2011.
- [54] Timothy Deller, Kadri N Jabri, John M Sabol, Xianfeng Ni, Gopal Avinash, Rowland Saunders, and Renuka Uppaluri. Effect of acquisition parameters on image quality in digital tomosynthesis. In *Proc. SPIE*, volume 6510, page 65101L, 2007.
- [55] Basant K Puri, Sam B Hutton, Nadeem Saeed, Angela Oatridge, Joseph V Hajnal, Leslie-Jane Duncan, Murray J Chapman, Thomas RE Barnes, Graeme M Bydder, and Eileen M Joyce. A serial longitudinal quantitative mri study of cerebral changes in first-episode schizophrenia using image segmentation and subvoxel registration. *Psychiatry Research: Neuroimaging*, 106(2):141–150, 2001.
- [56] Aaron D Molen. Comparing cone beam computed tomography systems from an orthodontic perspective. In *Seminars in Orthodontics*, volume 17, pages 34–38. Elsevier, 2011.
- [57] Henrik Turbell. *Three-dimensional image reconstruction in circular and helical computed tomography*. Department of Electrical Engineering, Linköpings Universitet, 1999.
- [58] Henrik Turbell. *Cone-beam reconstruction using filtered backprojection*. PhD thesis, Linköping University Electronic Press, 2001.
- [59] Heang K Tuy. An inversion formula for cone-beam reconstruction. *SIAM Journal on Applied Mathematics*, 43(3):546–552, 1983.
- [60] Allan M Cormack. Computed tomography: some history and recent developments. In *Proc. Symposia Appl. Math*, volume 27, pages 35–42, 1982.
- [61] Euclid Seeram. *Computed tomography: physical principles, clinical applications, and quality control*. Elsevier Health Sciences, 2015.
- [62] Gordon M Bodnar and Günther Gebhardt. Derivatives usage in risk management by us and german non-financial firms: A comparative survey. *Journal of International Financial Management & Accounting*, 10(3):153–187, 1999.
- [63] ICRP Recommendations. *ICRP Publication 60*, volume 21. ICRP, 1990.

- [64] Cynthia H McCollough, Shuai Leng, Lifeng Yu, Dianna D Cody, John M Boone, and Michael F McNitt-Gray. Ct dose index and patient dose: they are not the same thing. *Radiology*, 259(2):311–316, 2011.
- [65] Thomas B Shope, Robert M Gagne, and Gordon C Johnson. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Medical physics*, 8(4):488–495, 1981.
- [66] W Leitz, B Axelsson, and G Szendrö. Computed tomography dose assessment—a practical approach. *Radiation Protection Dosimetry*, 57(1-4):377–380, 1995.
- [67] International Electrotechnical Commission et al. Medical electrical equipment—part 2-44: particular requirements for the basic safety and essential performance of x-ray equipment for computed tomography. *Edition*, 2:2010–03, 2010.
- [68] Jodie A Christner, Natalie N Braun, Megan C Jacobsen, Rickey E Carter, James M Kofler, and Cynthia H McCollough. Size-specific dose estimates for adult patients at ct of the torso. *Radiology*, 265(3):841–847, 2012.
- [69] John M Boone. The trouble with ctdi100. *Medical physics*, 34(4):1364–1371, 2007.
- [70] Robert L Dixon and John M Boone. Cone beam ct dosimetry: A unified and self-consistent approach including all scan modalities—with or without phantom motion. *Medical physics*, 37(6):2703–2718, 2010.
- [71] RL Dixon, JA Anderson, DM Bakalyar, K Boedeker, J Boone, D Cody, R Fahrig, D Jaffray, I Kyprianou, C McCollough, et al. Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in x-ray computed tomography. *Report of AAPM Task Group*, 111:20740–3846, 2010.
- [72] Robert L Dixon. A new look at ct dose measurement: beyond ctdi. *Medical physics*, 30(6):1272–1280, 2003.
- [73] Cynthia H McCollough, Michael R Bruesewitz, Michael F McNitt-Gray, Krista Bush, Thomas Ruckdeschel, J Thomas Payne, James A Brink, and Robert K Zeman. The phantom portion of the american college of radiology (acr) computed tomography (ct) accreditation program: practical tips, artifact examples, and pitfalls to avoid. *Medical physics*, 31(9):2423–2442, 2004.
- [74] GGSJ Bongartz, SJ Golding, AG Jurik, M Leonardi, E Van Persijn Van Meerten, R Rodríguez, K Schneider, A Calzado, J Geleijns, KA Jessen, et al. European guidelines for multislice computed tomography. *European Commission*, 2004.

- [75] KA Jessen, PC Shrimpton, J Geleijns, W Panzer, and G Tosi. Dosimetry for optimisation of patient protection in computed tomography. *Applied Radiation and isotopes*, 50(1):165–172, 1999.
- [76] Shuai Leng, Jodie A Christner, Stephanie K Carlson, Megan Jacobsen, Thomas J Vrieze, Thomas D Atwell, and Cynthia H McCollough. Radiation dose levels for interventional ct procedures. *American Journal of Roentgenology*, 197(1):W97–W103, 2011.
- [77] IAEA. Status of computed tomography dosimetry for wide cone beam scanners. *Human Health Reports*, 1(5):234, 2012.
- [78] European Comission. Radiation protection no. 180 - diagnostic reference levels in thirty-six european countries (part 2/2), 2014.
- [79] American College of Radiology. Acr-aapm practice parameters for diagnostic reference levels and achievable doses in medical x-ray imaging, 2013.
- [80] Jodie A Christner, James M Kofler, and Cynthia H McCollough. Estimating effective dose for ct using dose-length product compared with using organ doses: consequences of adopting international commission on radiological protection publication 103 or dual-energy scanning. *American Journal of Roentgenology*, 194(4):881–889, 2010.
- [81] Natalia Saltybaeva, Mary Ellen Jafari, Martin Hupfer, and Willi A Kalender. Estimates of effective dose for ct scans of the lower extremities. *Radiology*, 273(1):153–159, 2014.
- [82] Radiological Protection. Icrp publication 103. *Ann. ICRP*, 37(2.4):2, 2007.
- [83] Internation Atomic Energy Agency. *Quality Assurance Programme for Computed Tomography*. IAEA (Corporate Author), 2012.
- [84] PJ Mountford and DH Temperton. Recommendations of the international commission on radiological protection (icrp) 1990. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 19(2):77–79, 1992.
- [85] Louis K Wagner, Patricia J Eifel, and Richard A Geise. Potential biological effects following high x-ray dose interventional procedures. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 5(1):71–84, 1994.
- [86] Rebecca Smith-Bindman, Jafi Lipson, Ralph Marcus, Kwang-Pyo Kim, Mahadevappa Mahesh, Robert Gould, Amy Berrington De González, and Diana L Migliorretti. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Archives of internal medicine*, 169(22):2078–2086, 2009.

- [87] Bingsheng Huang, Martin Wai-Ming Law, and Pek-Lan Khong. Whole-body pet/ct scanning: estimation of radiation dose and cancer risk. *Radiology*, 251(1):166–174, 2009.
- [88] Walter Huda. Dose and image quality in ct. *Pediatric radiology*, 32(10):709–713, 2002.
- [89] Alan S Brody, Donald P Frush, Walter Huda, Robert L Brent, et al. Radiation risk to children from computed tomography. *Pediatrics*, 120(3):677–682, 2007.
- [90] Nikhil Bharat Shah and Shari L Platt. Alara: is there a cause for alarm? reducing radiation risks from computed tomography scanning in children. *Current opinion in pediatrics*, 20(3):243–247, 2008.
- [91] Willi A Kalender, Stefanie Buchenau, Paul Deak, Markus Kellermeier, Oliver Langer, Marcel van Straten, Sabrina Vollmar, and Sylvia Wilharm. Technical approaches to the optimisation of ct. *Physica Medica*, 24(2):71–79, 2008.